

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年 8月30日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-252447

[ ST.10/C ]:

[ JP2002-252447 ]

出 願 人

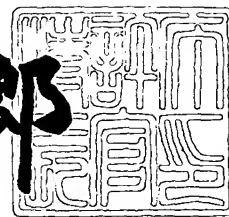
Applicant(s):

パイオニア株式会社

2003年 1月14日

特 許 庁 長 官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

太田 信一郎



出証番号 出証特2002-3105471

【書類名】 特許願

【整理番号】 57P0203

【提出日】 平成14年 8月30日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 5/0452

【発明者】

【住所又は居所】 埼玉県鶴ヶ島市富士見6丁目1番1号 パイオニア株式会社 総合研究所内

【氏名】 安土 光男

【発明者】

【住所又は居所】 埼玉県鶴ヶ島市富士見6丁目1番1号 パイオニア株式会社 総合研究所内

【氏名】 柳平 雅俊

【特許出願人】

【識別番号】 000005016

【氏名又は名称】 パイオニア株式会社

【代理人】

【識別番号】 100083839

【弁理士】

【氏名又は名称】 石川 泰男

【電話番号】 03-5443-8461

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 007191

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9102133

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 心拍数計測システム、心拍数計測方法、心拍数計測プログラムおよびそのプログラムを記録した記録媒体

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 予め 1 または 2 以上の生体の心電図波形データを参照波形データとして格納するデータベースと、

生体から発生する心拍信号を取得する取得手段と、

前記取得された心拍信号に基づいて前記生体の心電図波形データを生成する生成手段と、

前記生成された心電図波形データである生成波形データに基づいて前記データベース内を検索し、前記心拍信号を取得した生体と同一の生体の前記参照波形データを特定する検索手段と、

前記生成された生成波形データに対して前記特定された参照波形データとの相互関連処理を行う相互関連処理手段と、

前記相互関連処理されたデータである相互関連処理データの予め設定された区間毎に極値を算出するとともに、当該各区間毎の極値に基づいて心拍数を算出する算出手段と、

を備えたことを特徴とする心拍数計測システム。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の心拍数計測システムにおいて、

前記検索手段が、

前記生成手段によって生成された前記生成波形データと前記データベースに格納されている前記各参照波形データとの類似度を算出する類似度算出手段と、

前記算出された類似度に基づいて前記心拍信号を取得した生体と同一の生体の前記参照波形データを特定する波形データ特定手段と、

を有することを特徴とする心拍数計測システム。

【請求項 3】 請求項 2 に記載の心拍数計測システムにおいて、

前記類似度算出手段が、

前記生成手段によって生成される前記生成波形データを予め設定された区間毎に切り出す波形切出部と、

前記切り出された各区間の波形データに基づいて1の平均波形データを算出する平均算出部と、

前記平均波形データと前記データベースに格納されている前記各参照波形データとの類似度を算出するデータ類似度算出部と、  
を有し、

前記データ波形特定手段が、前記算出された類似度に基づいて前記心拍信号を取得した生体と同一の生体の前記参照波形データを特定することを特徴とする心拍数計測システム。

【請求項4】 請求項3に記載の心拍数計測システムにおいて、

前記類似度算出手段が、前記平均波形データと前記データベースに格納されている各参照波形データとの類似度が予め設定された値より小さいと判断した場合に、

前記データ波形特定手段が、前記算出手段によって算出された前記平均波形データを前記参照波形データとして特定することを特徴とする心拍数計測システム。

【請求項5】 請求項1に記載の心拍数計測システムにおいて、

前記生成手段によって生成された前記心電図波形データである前記生成波形データおよび前記データベースに格納されている前記心電図波形データである前記参照波形データには、他の前記心電図波形データとの識別を行う識別情報が含まれるとともに、

前記生成手段によって生成される生成波形データに識別情報を設定する設定手段を有し、

前記データベースには、前記生体の識別情報に関連付けられて前記参照波形データが格納され、

前記検索手段が、前記生成波形データの識別情報に基づいて前記データベース内を検索し、前記心拍信号を取得した生体と同一の生体の前記参照波形データを特定することを特徴とする心拍数計測システム。

【請求項6】 請求項5に記載の心拍数計測システムにおいて、

前記識別情報には、前記生体の名称を示す生体名または前記心電図波形データ

の特徴量の少なくとも何れか一方の情報が含まれるとともに、

前記データベースには、前記生体名または前記参照波形データの特徴量の少なくとも何れか一方の識別情報に関連付けて前記参照波形データが格納され、

前記設定手段が、記生体名または前記参照波形データの特徴量の少なくとも何れか一方の識別情報を設定することを特徴とする心拍数計測システム。

【請求項 7】 請求項 1 乃至 6 の何れか一項に記載の心拍数計測システムにおいて、

前記算出手段が、前記予め設定された区間毎に極値を算出する際に、当該予め設定された区間毎の最大値を算出し、当該各最大値に基づいて心拍数を算出することを特徴とする心拍数計測システム。

【請求項 8】 生体から発生する心拍信号を取得する取得工程と、

前記取得された心拍信号に基づいて前記生体の心電図波形データを生成する生成工程と、

前記生成された心電図波形データである生成波形データに基づいて予め 1 または 2 以上の生体の心電図波形データが参照波形データとして格納されているデータベース内を検索し、前記心拍信号を取得した生体と同一の生体の前記参照波形データを特定する検索工程と、

前記生成された生成波形データに対して前記特定された参照波形データとの相互相関処理を行う相互相関処理工程と、

前記相互相関処理されたデータである相互相関処理データの予め設定された区間毎に極値を算出するとともに、当該各区間毎の極値に基づいて心拍数を算出する算出工程と、

を含むことを特徴とする心拍数計測方法。

【請求項 9】 請求項 8 に記載の心拍数計測方法において、

前記検索工程においては、

前記生成工程によって生成された前記生成波形データと前記データベースに格納されている前記各参照波形データとの類似度を算出する類似度算出工程と、

前記算出された類似度に基づいて前記心拍信号を取得した生体と同一の生体の前記参照波形データを特定するデータ波形特定工程と、

を含むことを特徴とする心拍数計測方法。

【請求項 1 0】 請求項 8 に記載の心拍数計測方法において、

前記生成工程によって生成された前記心電図波形データである前記生成波形データおよび前記データベースに格納されている前記心電図波形データである前記参照波形データには、他の前記心電図波形データとの識別を行う識別情報が含まれるとともに、

前記生成工程によって生成される前記生成波形データに識別情報を設定する設定工程を含み、

前記検索工程においては、前記生成波形データの識別情報に基づいて前記生体の識別情報に関連付けられて前記参照波形データが格納されている前記データベース内を検索し、前記心拍信号を取得した生体と同一の生体の前記参照波形データを特定することを特徴とする心拍数計測方法。

【請求項 1 1】 請求項 1 0 に記載の心拍数計測方法において、

前記識別情報には、前記生体の名称を示す生体名または前記心電図波形データの特徴量の少なくとも何れか一方の情報が含まれるとともに、

前記設定工程においては、記生体名または前記参照波形データの特徴量の少なくとも何れか一方の識別情報を設定し、

前記検索工程においては、前記生成波形データの識別情報に基づいて前記生体名または前記参照波形データの特徴量の少なくとも何れか一方の識別情報に関連付けられて前記参照波形データが格納されている前記データベース内を検索し、前記心拍信号を取得した生体と同一の生体の前記参照波形データを特定することを特徴とする心拍数計測方法。

【請求項 1 2】 コンピュータによって、生体から取得された心拍信号に基づいて当該生体の心拍数を計測する心拍数計測プログラムであって、

前記コンピュータを、

生体から発生する心拍信号を取得する取得手段、

前記取得された心拍信号に基づいて前記生体の心電図波形データを生成する生成手段と、

前記生成された心電図波形データである生成波形データに基づいて予め 1 また

は 2 以上の生体の心電図波形データが参照波形データとして格納されているデータベース内を検索し、前記心拍信号を取得した生体と同一の生体の前記参照波形データを特定する検索手段、

前記生成された生成波形データに対して前記特定された参照波形データとの相互相関処理を行う相互相関処理手段、

前記相互相関処理されたデータである相互相関処理データの予め設定された区間毎に極値を算出するとともに、当該各区間毎の極値に基づいて心拍数を算出する算出手段、

として機能させることを特徴とする心拍数計測プログラム。

【請求項 1 3】 請求項 1 2 に記載の心拍数計測プログラムであって、  
前記コンピュータを検索手段として機能させる際に、  
当該コンピュータを、

前記生成された前記生成波形データと前記データベースに格納されている前記各参照波形データとの類似度を算出する類似度算出手段、

前記算出された類似度に基づいて前記心拍信号を取得した生体と同一の生体の前記参照波形データを特定するデータ波形特定手段、

として機能させることを特徴とする心拍数計測プログラム。

【請求項 1 4】 請求項 1 2 に記載の心拍数計測プログラムにおいて、  
前記生成された前記心電図波形データである前記生成波形データおよび前記データベースに格納されている前記心電図波形データである前記参照波形データには、他の前記心電図波形データとの識別を行う識別情報が含まれるとともに、  
前記コンピュータを、

前記生成される前記生成波形データに識別情報を設定する設定手段として機能させるとともに、

前記生成波形データの識別情報に基づいて前記生体の識別情報に関連付けられて前記参照波形データが格納されている前記データベース内を検索し、前記心拍信号を取得した生体と同一の生体の前記参照波形データを特定する検索手段として機能させることを特徴とする心拍数計測プログラム。

【請求項 1 5】 請求項 1 4 に記載の心拍数計測プログラムにおいて、



前記識別情報には、前記生体の名称を示す生体名または前記心電図波形データの特徴量の少なくとも何れか一方の情報が含まれるとともに、

前記コンピュータを、

記生体名または前記参照波形データの特徴量の少なくとも何れか一方の識別情報を設定する設定手段、

前記生成波形データの識別情報に基づいて前記生体名または前記参照波形データの特徴量の少なくとも何れか一方の識別情報に関連付けられて前記参照波形データが格納されている前記データベース内を検索し、前記心拍信号を取得した生体と同一の生体の前記参照波形データを特定する検索手段、

として機能させることを特徴とする心拍数計測プログラム。

【請求項 1 6】 請求項 1 2 乃至 1 5 の何れか一項に記載の心拍数計測プログラムをコンピュータに読み取り可能に記録したことを特徴とする記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】

本発明は、人体等から取得した心拍信号等に基づいて心拍数を検出する心拍数検出装置の技術分野に属する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

近年、ストレスや疲労による自律神経系への影響が心拍数や心拍揺らぎ等に現れることから、心臓の収縮動作を現す心電図は、心疾患の発見や診断、病態監視等の医学の分野のみならず、人間工学や産業医学といった分野でも利用されている。このため、最近では、容易な設備で的確に心拍数や心拍揺らぎを取得することの可能な計測装置の製品化が望まれている。

【 0 0 0 3 】

従来、心拍数を求める方法としては、心臓の心房における興奮により出現する心拍信号に基づいて当該心拍数を算出する心電図解析装置が知られており、このような心電図解析装置の代表的なものに、特願平 5 - 1 6 4 4 5 6 号公報に記載のものが知られている。

## 【 0 0 0 4 】

同公報記載の心電図解析装置は、人体から心拍信号を取得して当該心拍信号に基づいて心電図波形（E C G（electrocardiogram）波形）の周期的に繰り返される運動を示す各心拍毎に出現する最大値であるR波を検出し、この各R波とR波の間隔に基づいて心拍数を算出するようになっている。

## 【 0 0 0 5 】

具体的には、同公報記載の心電図解析装置は、以下のように動作するようになっている。

## 【 0 0 0 6 】

まず、心拍信号より心電図波形を求め、この心電図波形の1フレーム分のデータを予め定められた周波数でサンプリングし、次いで、この1フレームのデータに対して予め設定されたテンプレートデータ、すなわち、R波を模擬した参照波形データを用いてパターンマッチング（相互相関処理）を行ってR波を強調する。最後に、強調された各周期毎のR波とR波の間隔、すなわち、R－R間隔を算出し、この値の逆数を60倍することによって1分間の心拍数を算出するようになっている。

## 【 0 0 0 7 】

## 【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述のような従来の心電図解析装置にあっては、心電図波形におけるR波の検出誤差が大きいという問題を有していた。

## 【 0 0 0 8 】

本来、心電図波形は、個々人による差が大きいので、心拍信号を検出する際のノイズが的確に除去されていない場合には、正確に心電図波形を生成することができないという問題が生ずる。

## 【 0 0 0 9 】

特に、従来の心電図解析装置では、参照波形データにR波の周辺の要素（R波周辺の10msecの範囲）、すなわち、P波、T波などによる各要素に基づいてパターンマッチングを行うようになっているが、PQ間隔、QT間隔、T波振幅の各要素など心電図波形は個人差によって異なるため、ノイズ除去の性能が劣

化し、R波の誤検出が生ずるという問題を有していた。

【0010】

本発明は、上記の各問題点に鑑みて為されたもので、その課題の一例としては、当該心拍数の検出における検出精度の高い心拍数検出装置を提供することにある。

【0011】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決するために、請求項1に記載の心拍数計測装置の発明は、予め1または2以上の生体の心電図波形データを参照波形データとして格納するデータベースと、生体から発生する心拍信号を取得する取得手段と、前記取得された心拍信号に基づいて前記生体の心電図波形データを生成する生成手段と、前記生成された心電図波形データである生成波形データに基づいて前記データベース内を検索し、前記心拍信号を取得した生体と同一の生体の前記参照波形データを特定する検索手段と、前記生成された生成波形データに対して前記特定された参照波形データとの相互相関処理を行う相互相関処理手段と、前記相互相関処理されたデータである相互相関処理データの予め設定された区間毎に極値を算出するとともに、当該各区間毎の極値に基づいて心拍数を算出する算出手段と、を備えた構成を有している。

【0012】

また、請求項8に記載の心拍数計測方法の発明は、生体から発生する心拍信号を取得する取得工程と、前記取得された心拍信号に基づいて前記生体の心電図波形データを生成する生成工程と、前記生成された心電図波形データである生成波形データに基づいて予め1または2以上の生体の心電図波形データが参照波形データとして格納されているデータベース内を検索し、前記心拍信号を取得した生体と同一の生体の前記参照波形データを特定する検索工程と、前記生成された生成波形データに対して前記特定された参照波形データとの相互相関処理を行う相互相関処理工程と、前記相互相関処理されたデータである相互相関処理データの予め設定された区間毎に極値を算出するとともに、当該各区間毎の極値に基づいて心拍数を算出する算出工程と、を含む構成を有している。

## 【 0 0 1 3 】

また、請求項 1 2 に記載の心拍数計測プログラムの発明は、コンピュータによって、生体から取得された心拍信号に基づいて当該生体の心拍数を計測する心拍数計測プログラムであって、前記コンピュータを、生体から発生する心拍信号を取得する取得手段、前記取得された心拍信号に基づいて前記生体の心電図波形データを生成する生成手段と、前記生成された心電図波形データである生成波形データに基づいて予め 1 または 2 以上の生体の心電図波形データが参照波形データとして格納されているデータベース内を検索し、前記心拍信号を取得した生体と同一の生体の前記参照波形データを特定する検索手段、前記生成された生成波形データに対して前記特定された参照波形データとの相互相関処理を行う相互相関処理手段、前記相互相関処理されたデータである相互相関処理データの予め設定された区間毎に極値を算出するとともに、当該各区間毎の極値に基づいて心拍数を算出する算出手段、として機能させる構成を有している。

## 【 0 0 1 4 】

また、請求項 1 6 に記載の記録媒体の発明は、請求項 1 2 乃至 1 5 の何れか一項に記載の心拍数計測プログラムをコンピュータに読み取り可能に記録した構成を有している。

## 【 0 0 1 5 】

## 【発明の実施の形態】

次に、本願に係る心拍数計測装置の実施の形態について、図面に基づいて説明する。

## 【 0 0 1 6 】

## 〔第 1 実施形態〕

図 1 ～図 9 は、本願に係る心拍数計測装置の第 1 実施形態を示す図であり、まず、図 1 を用いて本実施形態の心拍数計測装置の構成について説明する。

## 【 0 0 1 7 】

なお、図 1 は、本実施形態の心拍数計測装置の構成を示す図である。

## 【 0 0 1 8 】

本実施形態の心拍数計測装置 1 0 0 は、図 1 に示すように、人体より心拍信号

を検出する検出部 1 0 1 と、検出された心拍信号に基づいて心電図波形データを生成する生体アンプ 1 0 2 と、生成された心電図波形データから低周波数成分を除去する微分回路 1 0 3 と、生成した心電図波形データから 1 の代表波形データを抽出するデータ波形抽出部 1 0 4 と、後述する複数のテンプレートデータを予め格納するデータベース 1 0 5 と、被験者のテンプレートデータまたは被験者から取得した心電図波形データに基づいて抽出された代表波形データについて、データベース 1 0 5 内を検索する検索部 1 0 6 と、生成された心電図波形データと検索されたテンプレートデータまたは抽出されたテンプレートデータとの相互相関処理を行う相互相関処理部 1 0 7 と、相互相関処理された心電図波形データから周期的に繰り返される運動を示す各心拍毎、すなわち、各周期毎のピーク値を示す R 波を検出し、その間の間隔（以下、R - R 間隔という。）を算出するピーク検出・算出部 1 0 8 と、算出された R - R 間隔に基づいて心拍数を算出する心拍数算出部 1 0 9 と、生成された心電図波形データがノイズ成分の有無を判断するとともに、各部を制御する制御部 1 1 0 と、各部の操作を行う操作部 1 1 1 を備えている。

#### 【 0 0 1 9 】

なお、例えば、本実施形態の検出部 1 0 1 は、本発明の取得手段を、生体アンプ 1 0 2 は、本発明の生成手段を、データベース 1 0 5 は、本発明のデータベース 1 0 5 を構成するとともに、本実施形態の検索部 1 0 6 は、本発明の検索手段、類似度算出手段およびデータ波形特定手段を構成する。

#### 【 0 0 2 0 】

また、例えば、本実施形態のデータ波形抽出部 1 0 4 は、本発明の生成手段、類似度算出手段、波形切出部、平均算出部、およびデータ類似度算出部を構成し、本実施形態の相互相関処理部 1 0 7 は、本発明の相互相関処理手段を構成する。

#### 【 0 0 2 1 】

さらに、例えば、本実施形態のピーク検出・算出部 1 0 8 および心拍数算出部 1 0 9 は、本発明の算出手段を構成し、操作部 1 1 1 および制御部 1 1 0 は、本発明の設定手段を構成する。

【 0 0 2 2 】

検出部 1 0 1 は、例えば、人体の足や腕または胸部などの部位から予め定められた時間に亘って起電力を検出し、この検出した起電力を心拍信号として生体アンプ 1 0 2 に出力するようになっている。

【 0 0 2 3 】

例えば、検出部 1 0 1 は、図示しない自動車その他の車両のハンドルや健康器具の一部に設けられ、この検出部 1 0 1 を両手で握ることによって人体の心臓の活動電位の時間軸上の変化を示す心拍信号、すなわち、周期的に繰り返される心臓の運動を示す心拍を検出するようになっている。

【 0 0 2 4 】

なお、本実施形態では、心拍信号を 1 0 秒間、2 5 0 H z のサンプリング周波数でサンプリングした場合の 2 5 0 0 個のデータを 1 フレームとし、検出部は、このように検出したデータを生体アンプに出力するようになっている。

【 0 0 2 5 】

生体アンプ 1 0 2 には、検出部 1 0 1 において検出された心拍信号が入力されるようになっており、この生体アンプ 1 0 2 は、入力された心拍信号を増幅し、当該心拍信号に基づいて心電図波形データを生成するようになっている。

【 0 0 2 6 】

この心電図とは、人体の心臓の活動電位の時間的变化によって示される波形図であり、P 波、Q R S 波、T 波と呼ばれる一連の波から構成され、1 心拍、すなわち、1 周期の心電図の波形は、一般的には、図 2 に示すような波形で現すことができるようになっている。

【 0 0 2 7 】

ここで、図 2 に示される 1 周期の心電図波形データについて説明する。

【 0 0 2 8 】

なお、図 2 は、心電図波形データの 1 周期を示す代表的なグラフである。

【 0 0 2 9 】

図 2 に示される P 波とは、心房筋の興奮により生ずる波をいい、心臓の司令塔である洞房結節(右心房にある心臓の電気のスイッチの場所) から発生した電気

の刺激が心房全体に伝わって、心房が収縮する際に出現するものである。

【 0 0 3 0 】

Q波、R波、S波は、心室筋の興奮を示す波をいい、それぞれ、心室に心房からの電気が伝わって、心室全体が収縮を起こしたときに出現するものである。特に、Q波は、1周期の最大振幅を示すときの波をいう。

【 0 0 3 1 】

T波とは、心室筋の興奮による回復消退を示す波をいい、心室に電流が流れるときに発生した電流が消失していくときに出現するものである。

【 0 0 3 2 】

図2に示すように、通常、周期的に繰り返される運動を示す1心拍、すなわち、1周期の心電図波形は、R波を中心としてP波、Q波、S波を含む100msec程度の範囲を含むようになっている。このため、生体アンプでは、10秒程度の時間に亘って検出された心拍信号を取得することにより、心電図波形データにおける1周期分の波形データを約10個程度取得するようになっている。

【 0 0 3 3 】

生体アンプ102は、人体から人体内部において発生する起電力に基づいて図2に示すような心電図波形データを生成し、微分回路103に出力するようになっている。

【 0 0 3 4 】

微分回路103には、生体アンプ102によって生成された心電図波形データが入力されるようになっており、この微分回路103は、当該入力された心電図波形データを微分して低周波数成分を除去し、この低周波数成分が除去された心電図波形データをデータ波形抽出部104に出力するようになっている。

【 0 0 3 5 】

データ波形抽出部104には、微分回路103から出力された心電図波形データが入力されるようになっており、このデータ波形抽出部104は、入力された1フレームの心電図波形データから1の代表波形データを生成する（以下、代表波形データ生成処理という。）とともに、生成した代表波形データを検索部106またはデータベース105に出力するようになっている。

## 【 0 0 3 6 】

具体的には、データ波形抽出部 1 0 4 は、図 3 に示すように、まず、入力された周期的な変動を示す心電図波形データから予め定められた複数の区間、すなわち、1 心拍と推定される区間毎に、存在する最大値を示す R 波を検出するとともに、各 R 波から次の R 波までの間隔を示す R - R 間隔を算出する。次いで、データ波形抽出部 1 0 4 は、当該各 R - R 間隔に基づいて当該波形データ ( $t_1$ 、 $t_2$ 、 $\dots$ 、 $t_{10}$ ) を重ね合わせて加重平均化して 1 心拍 (1 周期) の波形データを生成し、最後に、当該重ね合わせた波形データにハニング窓などの窓関数を掛け合わせて代表波形データを生成する。このようにして、データ波形抽出部 1 0 4 は、代表波形データを生成するようになっている。

## 【 0 0 3 7 】

なお、図 3 (a) は、入力された 1 フレームの心電図波形データ、図 3 (b) は、入力された 1 フレームの心電図波形データを各心拍毎に切り出して重ね合わせた 1 つの心電図波形データ、および、図 3 (c) は、(b) の波形データにハニング窓関数を掛け合わせた心電図波形データである。

## 【 0 0 3 8 】

また、このように生成された代表波形データは、例えば、本発明の平均波形データを構成する。

## 【 0 0 3 9 】

ここで、図 4 用いてデータ波形抽出部 1 0 4 における代表波形データ生成処理の動作について説明する。

## 【 0 0 4 0 】

なお、図 4 は、データ波形抽出部 1 0 4 によって行われる代表波形データ生成処理の動作を示すフローチャートである。

## 【 0 0 4 1 】

まず、データ波形抽出部 1 0 4 は、心電図波形データから予め定められた 1 心拍と推定される区間 ( $t_n$ ) 毎の最大値、すなわち、各周期毎の R 波を検出し、各 R - R 間隔を算出する (ステップ S 1 1)。

## 【 0 0 4 2 】



次いで、算出された各 R-R 間隔に基づいて各心拍毎のデータを重ね合わせて加重平均化された 1 心拍、すなわち、1 周期の波形データを生成する（ステップ S 1 2）。

【 0 0 4 3 】

最後に、当該重ね合わせた波形データにハニング窓などの窓関数を掛け合わせて代表波形データを生成する（ステップ S 1 3）。

【 0 0 4 4 】

本実施形態のデータ波形抽出部 1 0 4 は、このように代表波形データを生成するようになっている。

【 0 0 4 5 】

なお、本実施形態の代表波形データ生成処理では、窓関数にハニング窓を用いているが、勿論、他の窓関数でも上述の代表波形データ生成処理に用いてもよい。

【 0 0 4 6 】

データベース 1 0 5 には、予め 1 または 2 以上の参照波形データであるテンプレートデータが格納されており、このデータベース 1 0 5 は、テンプレート設定処理時に、被検体名や代表波形データに基づいて検索され、該当するテンプレートデータが存在する場合、すなわち、1 のテンプレートデータが特定された場合には、そのテンプレートデータを相互相関処理部 1 0 7 に出力するようになっている。

【 0 0 4 7 】

具体的には、このデータベース 1 0 5 には、被験者名に関連付けられて図 3 に示すような R 波を中心として P 波、Q 波、S 波を含む 1 0 0 m s e c の範囲を有する心電図波形データであるテンプレートデータが格納されている。

【 0 0 4 8 】

また、このデータベース 1 0 5 は、後述するように、制御部 1 1 0 の指示に基づいて、データ波形抽出部 1 0 4 によって抽出された新たな代表波形データをテンプレートデータとして格納するようになっている。

【 0 0 4 9 】

検索部 1 0 6 には、被験者名または代表波形データが入力されるようになっており、この検索部 1 0 6 は、入力された被験者名または代表波形データに基づいてデータベース 1 0 5 内から当該入力された被験者名と同一または当該入力された代表波形データと同一の被験者のテンプレートデータを検索するようになっている。

## 【 0 0 5 0 】

具体的には、検索部 1 0 6 は、被験者名によってテンプレートデータを設定する場合には、入力された被験者名と同じ被験者名を有するテンプレートデータについてデータベース 1 0 5 内を検索し、該当するテンプレートデータがデータベース 1 0 5 内に存在するときには、データベース 1 0 5 を制御して該当するテンプレートデータを相互相関処理部 1 0 7 に出力させるようになっている。

## 【 0 0 5 1 】

また、検索部 1 0 6 は、代表波形データに基づいてテンプレートデータを設定する場合には、入力された代表波形データとデータベース 1 0 5 内に格納される各テンプレートデータの波形との類似度を算出するとともに、入力された心電図波形データと類似度が高いテンプレートデータが存在する場合に、そのテンプレートデータをデータベース 1 0 5 から相互相関処理部 1 0 7 に出力するようになっている。

## 【 0 0 5 2 】

本実施形態では、検索部 1 0 6 は、代表波形データと各テンプレートデータとの類似度として、代表波形データと各テンプレートデータとの各相関値を算出し、当該相関値に基づいてデータベース 1 0 5 内を検索するようになっている。

## 【 0 0 5 3 】

例えば、検索部 1 0 6 は、(式 1) に示すように、代表波形データと、各テンプレートデータとの差の絶対値  $\varepsilon_n$  を求め、各絶対値  $\varepsilon_n$  が予め定められた  $\varepsilon_0$  より大きいか否かを判定し、各絶対値  $\varepsilon_n$  が予め定められた  $\varepsilon_0$  より大きいテンプレートデータがデータベース 1 0 5 内に存在する場合に、当該テンプレートデータを代表波形データとして相互相関処理部 1 0 7 に出力させるようになっている。

## 【 0 0 5 4 】

【数 1】

$$\varepsilon_0 < \varepsilon_n = |y_0 - y_n| \quad \because (n = 1, 2, \dots, k)$$

… (式 1)

ただし、 $y_0$ は、入力された代表波形データ、 $y_1$ 、 $y_2$ 、…、 $y_n$ は、データベース 105 に格納されているテンプレートデータを示す。

【0055】

なお、閾値としての絶対値  $\varepsilon_0$  は、一般的には、0.6 以上が好ましく、また、複数のテンプレートデータについて絶対値  $\varepsilon$  が 0.6 以上と算出された場合には、その中で値が最も 1.0 に近いテンプレートデータを相互相関処理部 107 に出力するようになっている。

【0056】

また、検索部 106 は、入力された代表波形データが、データベース 105 に格納される何れのテンプレートデータとも相関値が低い、すなわち、各テンプレートデータとの絶対値  $\varepsilon_n$  が予め設定された閾値より低い場合には、制御部 110 に対して該当するテンプレートデータが無い旨を通知するようになり、このように該当するテンプレートデータが無い場合には、当該代表波形データをテンプレートデータとして相互相関処理部 107 に出力するようになっている。

【0057】

なお、この場合は、制御部 110 は、操作部 111 を用いて被験者に対して当該代表図波形データの被験者名の入力を促し、当該被験者名が入力された場合には当該被験者名に関連付けられて当該代表波形データをデータベース 105 に格納するようになっている。

【0058】

相互相関処理部 107 には、低周波数成分を除去した心電図波形データと、データベース 105 から出力されたテンプレートデータまたはテンプレートデータとしてデータ波形抽出部 104 によって生成された代表波形データの何れかの波形データと、が入力されるようになり、この相互相関処理部 107 は、入

力された心電図波形データとテンプレートデータとの相互相関処理を行い、当該相互相関処理された心電図波形データをピーク検出・算出部 1 0 8 に出力するようになっている。

【0 0 5 9】

具体的には、この相互相関処理部 1 0 7 は、心電図波形データに対してテンプレートデータを予め定められた時間毎に遅延させ、それぞれの遅延時間に対して相互相関関数を算出し、当該算出した各相互相関関数の値をピーク・検出部 1 0 1 に出力するようになっている。

【0 0 6 0】

例えば、本実施形態では、相互相関処理部 1 0 7 は、(式 2) に示す  $R_{xy}$  を算出するようになっており、遅延時間  $\tau$  を予め定められた時間毎にずらして各  $R_{xy}$  を求め、ピーク・検出部 1 0 1 に出力するようになっている。

【0 0 6 1】

【数 2】

$$R_{xy}(t) = \lim_{T \rightarrow 0} \frac{1}{T} \int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} x(t) y(t + \tau) dt \quad \dots \quad (式 2)$$

ただし、 $x$  は、低周波数成分が除去された心電図波形データ、 $y$  は、テンプレートデータを示す。

【0 0 6 2】

ここで、従来の心拍数計測方法により算出された心電図波形データと相互相関処理部 1 0 7 において相互相関処理を行った際の心電図波形データを図 5 および図 6 に示す。

【0 0 6 3】

図 5 (c) に示すように、従来の心拍数計測方法では、参照波形データに R 波の周辺の要素に基づいてパターンマッチングを行うようになっているため、P Q 間隔、Q T 間隔、T 波振幅の各要素など心電図波形が個人差によって異なることから、検出した心電図波形データにおけるノイズ除去の性能が劣化し、図 5 (c) 中に示すように、○が一定間隔毎に出現せず、一定間隔毎、すなわち、1 周期

毎（1心拍毎）にピークを検出することができず、検出誤差が発生している。

【0064】

一方、図6（c）に示すように、本実施形態の心拍計測方法によれば、R波を中心としてP波、Q波、S波を含む100msecの範囲を有する心電図波形データを用いているため、検出した心電図波形データからの的確にノイズを除去することができるので、図6（c）中に示すように、○が一定間隔毎に出現し、ピークを的確に抽出することができるようになっている。

【0065】

なお、図5（a）は、従来の心拍数計測装置における入力された1フレームの心電図波形データ、図5（b）は、検索部106において特定されたテンプレートデータ、および、図5（c）は、相互相関処理を行った心電図波形データであり、図6（a）は、本実施形態における入力された1フレームの心電図波形データ、図6（b）は、検索部106において特定されたテンプレートデータ、および、図6（c）は、相互相関処理を行った心電図波形データである。

【0066】

ピーク検出・算出部108には、相互相関処理されたデータ（以下、相互相関処理データという。）が入力されるようになっており、具体的には、（式2）で算出された各 $R_{xy}$ が入力されるようになっている。

【0067】

このピーク検出・算出部108は、入力された相互相関処理データに基づいてピークを抽出するようになっており、当該抽出したピーク波形のデータ（以下、ピーク波形データを）に基づいて任意のピークから次に現れるピークまでの間隔（peak to peak の間隔）、すなわち、R-R間隔を算出し、当該算出された各R-R間隔に基づいてピーク間隔を示す値を心拍数算出部109に出力するようになっている。

【0068】

なお、例えば、ピーク検出・算出部108は、各R-Rの間隔の平均値を、ピーク間隔を示す値（以下、ピーク間隔値という。）として心拍数算出部109に出力するようになっている。

## 【 0 0 6 9 】

心拍数算出部 1 0 9 には、ピーク検出・算出部 1 0 8 から出力されたピーク間隔値が入力されるようになっており、この心拍数算出部 1 0 9 は、入力されたピーク間隔値の逆数を取り、それを 6 0 倍して 1 分間の心拍数を算出し、当該算出した心拍数を外部に出力するようになっている。

## 【 0 0 7 0 】

なお、本実施形態では、心拍数算出部 1 0 9 において算出された心拍数を外部に出力するようになっているが、当該外部出力に代えて、また、当該外部出力とともに、操作部 1 1 1 にある表示部に表示するようによい。

## 【 0 0 7 1 】

制御部 1 1 0 は、操作部 1 1 1 の指示に基づいて、または、微分回路 1 0 3 から出力される心電図波形データに基づいて各部を制御するようになっている。

## 【 0 0 7 2 】

この制御部 1 1 0 は、微分回路 1 0 3 において微分された心電図波形データを監視し、当該微分回路 1 0 3 から出力される心電図波形データに重畳されるノイズ成分が少ない場合には、当該心電図波形データに基づいてテンプレートデータを生成するよう各部を制御するようになっている。

## 【 0 0 7 3 】

具体的には、制御部 1 1 0 は、微分された心電図波形データにおける R - R 間隔の標準偏差 ( $\sigma$ ) を算出するとともに、当該標準偏差 ( $\sigma$ ) と予め設定された閾値とを比較し、標準偏差 ( $\sigma$ ) が閾値より低い場合には、ノイズ無と判断し、微分回路 1 0 3 の出力をデータ波形抽出部 1 0 4 に出力し、当該データ波形抽出部 1 0 4 を制御して微分された心電図波形データからテンプレートデータを生成するようデータ波形抽出部 1 0 4 を制御するようになっている。

## 【 0 0 7 4 】

また、制御部 1 1 0 は、検索部 1 0 6 においてデータベース 1 0 5 内のテンプレートデータに該当する波形データが無かった場合にも、上述と同様にデータ波形抽出部 1 0 4 を制御してテンプレートデータを生成させるようになっている。ただし、この場合であっても、微分された心電図波形データに含まれるノイズ成

分が少ないか否かを判断し、ノイズ成分が一定値以上含まれている場合には、再度、心拍信号を検出するよう操作者または被験者にその旨を警告するようになっている。

【 0 0 7 5 】

また、制御部 1 1 0 は、操作部 1 1 1 より心拍数計測を行う被検体名が予め入力された場合には、検索部 1 0 6 を制御して当該被検体のテンプレートデータを検索させ、当該被検体のテンプレートデータに基づいて相互相関処理および心拍数の算出処理を行せるようになっている。

【 0 0 7 6 】

操作部 1 1 1 は、例えば、図示しない複数のスイッチと表示部を有し、表示部を参照しつつ、複数のスイッチによって被験者を選択および特定を行うようになっている。

【 0 0 7 7 】

次に、図 7 を用いて心拍数計測動作について説明する。

【 0 0 7 8 】

なお、図 7 は、制御部 1 1 0 により各部を制御して行われる心拍数計測動作を示すフローチャートである。

【 0 0 7 9 】

また、本実施形態では、検出部 1 0 1 は自動車のハンドルに設けられているものとする。

【 0 0 8 0 】

まず、被験者によって操作部 1 1 1 が操作され、制御部 1 1 0 に心拍数計測動作の開始が指示されると、制御部 1 1 0 は、被験者による個人認証に基づいてデータ波形抽出部 1 0 4、検索部 1 0 6 およびデータベース 1 0 5 を制御してテンプレートデータの設定処理（以下、テンプレート設定処理という。）を行う（ステップ S 2 1）。

【 0 0 8 1 】

なお、この制御部 1 1 0 におけるテンプレートデータの設定処理の詳細については、後述する。

【0082】

次いで、制御部110は、被験者にハンドルを握らせるよう促し、検出部101によって心拍信号を検出させ、生体アンプ102によって心電図波形データを生成させるとともに、当該心電図波形データを微分回路103に出力させて低周波数成分を除去した心電図データを相互相関処理部107に出力させる（ステップS22）。

【0083】

なお、制御部110は、当該ステップS22の処理を行う前段で後述するテンプレート設定処理（ステップS21）を行っている場合には、当該ステップS22において心電図データを生成させず、当該テンプレート設定処理によって生成された心電図波形データを相互相関処理部107に出力するようにしてもよい。

【0084】

次いで、制御部110は、相互相関処理部107を制御して、後述するテンプレート設定処理において設定されたテンプレートデータおよび微分回路103を介して入力された心電図波形データとの相互相関処理を行わせる（ステップS23）。

【0085】

次いで、制御部110は、相互相関処理されたデータをピーク検出・算出部108に出力させ、当該ピーク検出・算出部108によって各周期毎、1心拍毎のR波を検出させるとともに、任意のピークから次に現れるピークまでのpeak to peak の間隔を算出し、ピーク間隔値を算出する（ステップS24）。

【0086】

最後に、制御部110は、心拍数算出部109を制御して上述したようにピーク間隔値の逆数を60倍して心拍数を算出させ、当該算出した心拍数を操作部111にある表示部または外部に出力する（ステップS25）。

【0087】

なお、本動作は、基本的には本動作開始後は、ステップS22～ステップS25の動作を一定時間毎に繰り返し、当該一定時間毎に当該算出した心拍数を操作部111にある表示部または外部に出力するようになっている。



【 0 0 8 8 】

次に、図 8 を用いてデータ波形抽出部 1 0 4 におけるテンプレートデータの設定処理について説明する。

【 0 0 8 9 】

なお、図 8 は、制御部 1 1 0 により各部を制御して行われるテンプレートデータの設定処理動作を示すフローチャートである。

【 0 0 9 0 】

まず、被験者によって操作部 1 1 1 が操作され、制御部 1 1 0 に心拍数計測動作の開始が指示されると、制御部 1 1 0 は、操作部 1 1 1 に設けられた図示しない複数のスイッチおよび表示部を用いて被験者に対して個人認証を指示し、被験者名の設定を促すとともに、制御部 1 1 0 は被験者名が設定された場合には個人認証を行う（ステップ S 3 1）。

【 0 0 9 1 】

なお、本実施形態では、例えば、表示部を用い、予め設定された被験者名のリストを表示しつつ、スイッチによって被験者名の検索および選択を行うことによって個人認証を行う。

【 0 0 9 2 】

次いで、被験者の設定が行われると、制御部 1 1 0 は、検索部 1 0 6 を制御して当該被験者名に基づいてデータベース 1 0 5 内を検索させ、設定された被験者名のテンプレートデータがデータベース 1 0 5 内に存在するか否かを判断し（ステップ S 3 2）、該当するテンプレートデータがデータベース 1 0 5 内に存在する場合には、データベース 1 0 5 を制御して該当するテンプレートデータを相互関連処理部 1 0 7 に出力させ（ステップ S 3 3）、本動作を終了させる。

【 0 0 9 3 】

一方、該当するテンプレートデータがデータベース 1 0 5 内に存在しない場合には、以下の動作を行う。

【 0 0 9 4 】

まず、制御部 1 1 0 は、ハンドルを握るよう被験者に当該動作を促し、検出部 1 0 1 および生体アンプ 1 0 2 を制御して被験者の 1 フレームの心拍信号を検出

させるとともに、心電図波形データを生成させる（ステップ S 3 4）。

【 0 0 9 5 】

次いで、制御部 1 1 0 は、微分回路 1 0 3 から出力される心電図波形データを監視するとともに、この心電図波形データに含まれるノイズが少ないか否かを判断する（ノイズ判定処理）。

【 0 0 9 6 】

なお、このノイズの有無を判断するノイズ判定処理の動作については後述する。

【 0 0 9 7 】

ここで、制御部 1 1 0 が心電図波形データにノイズが多いと判断した場合には、心拍信号を再検出するために、すなわち、再度、1 フレームのハンドルを握るよう被験者に当該動作を促し、検出部 1 0 1 および生体アンプ 1 0 2 を制御して被験者の 1 フレームの心拍信号を検出するために、ステップ S 3 4 に戻る（ステップ S 3 5）。

【 0 0 9 8 】

一方、制御部 1 1 0 は、心電図波形データにノイズが少ないと判断した場合には、制御部 1 1 0 は以下の動作を行う。

【 0 0 9 9 】

まず、制御部 1 1 0 は、当該入力された心電図波形データをデータ波形抽出部 1 0 4 に出力させ、データ波形抽出部 1 0 4 を制御して上述の代表波形データ生成処理を行わせる（ステップ S 3 6）。

【 0 1 0 0 】

次いで、制御部 1 1 0 は、検索部 1 0 6 を制御して当該代表波形データに基づいてデータベース 1 0 5 内を検索させ（ステップ S 3 7）、当該代表波形データに類似するテンプレートデータが存在するか否かを判断するとともに（ステップ S 3 8）、代表波形データに類似するテンプレートデータがデータベース 1 0 5 内に存在する場合には、該当するテンプレートデータを相互相関処理部 1 0 7 に出力させ（ステップ S 3 9）、本動作を終了させる。

【 0 1 0 1 】

なお、当該代表波形データに類似するテンプレートデータが存在するか否かの判断は、上述のように代表波形データとテンプレートデータとの相関値を用いて行う。

## 【0102】

一方、代表波形データに類似するテンプレートデータがデータベース105内に存在しない場合には、当該代表波形データをテンプレートデータとして相互相関処理部107に出力させ（ステップS40）、本動作を終了させる。

## 【0103】

次に、図9を用いて制御部110によるテンプレートデータの設定処理において行われるノイズ判定処理の動作について説明する。

## 【0104】

なお、図9は、心電図波形データにおけるノイズ判定処理の動作を示すフローチャートである。

## 【0105】

また、本実施形態では、微分回路103によって低周波数成分が除去された心電図波形データを対象としているため、制御部110は、テンプレート設定処理を行う際に、当該心電図波形データに対してノイズ判定処理を行うようになっている。

## 【0106】

まず、制御部110は、テンプレート設定処理を行う際に、微分回路103から出力される1フレームの心電図波形データにおける各R-R間隔を算出する（ステップS51）。

## 【0107】

次いで、制御部110は、（式3）に示す各R-R間隔の値（ $x_n$ ）およびその平均値（ $x_0$ ）に基づいて分散（ $\sigma^2$ ）および標準偏差（ $\sigma$ ）を算出する（ステップS52）。

## 【0108】

【数 3】

$$\sigma^2 = \sum_{k=1}^n (x_k - \bar{x})^2 \quad \because \bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k \quad \dots \quad (\text{式 3})$$

【0 1 0 9】

次いで、制御部 1 1 0 は、標準偏差 ( $\sigma$ ) が 1 0 0 m s e c より小さいか否かを判断し (ステップ S 5 3)、標準偏差 ( $\sigma$ ) が 1 0 0 m s e c 以上の場合には「ノイズ有り」と判断して (ステップ S 5 4) 本動作を終了し、標準偏差 ( $\sigma$ ) が 1 0 0 m s e c より小さい場合にはノイズ無と判断して (ステップ S 5 5) 本動作を終了させる。

【0 1 1 0】

以上により本実施形態によれば、予め 1 または 2 以上の被験者のテンプレートデータを格納するデータベース 1 0 5 と、被験者から発生する心拍信号を取得する検出部 1 0 1 と、当該心拍信号に基づいて被験者の心電図波形データを生成する生体アンプ 1 0 2 およびデータ波形抽出部 1 0 4 と、データ波形抽出部 1 0 4 によって生成された代表波形データに基づいてデータベース 1 0 5 内を検索し、心拍信号を取得した被験者と同一の被験者のテンプレートデータを特定する検索部 1 0 6 と、生体アンプ 1 0 2 によって生成された心電図波形データに対して特定されたテンプレートデータとの相互相関処理を行う相互相関処理部 1 0 7 と、相互相関処理データの各心拍毎、すなわち、各周期毎に最大値を算出するピーク検出・算出部 1 0 8 と、当該各最大値に基づいて心拍数を算出する心拍数算出部 1 0 9 と、を備えた構成を有している。

【0 1 1 1】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

## 【 0 1 1 2 】

また、本実施形態によれば、検出部 1 0 1 が、生成された代表波形データとデータベース 1 0 5 に格納されているテンプレートデータとの相関値を算出するとともに、当該算出された相関値に基づいて心拍信号を取得した被験者と同一の被験者のテンプレートデータを特定する構成を有している。

## 【 0 1 1 3 】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

## 【 0 1 1 4 】

また、本実施形態によれば、データ波形抽出部 1 0 4 が、生体アンプ 1 0 2 によって生成される心電図波形データを R - R 間隔に基づいて心拍毎、すなわち、周期毎に切り出し、当該切り出された各周期毎の波形データに基づいて 1 の代表波形データを算出するとともに、検索部 1 0 6 が、この代表波形データとデータベース 1 0 5 に格納されているテンプレートデータとの類似度として相関値を算出し、算出された相関値に基づいて心拍信号を取得した被検者と同一の被験者のテンプレートデータを特定する構成を有している。

## 【 0 1 1 5 】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

## 【 0 1 1 6 】

また、本実施形態によれば、検出部 1 0 1 が、代表波形データとデータベース

105に格納されている各テンプレートデータとの相関値が予め設定された値より小さいと判断した場合に、代表波形データをテンプレートデータとして特定する構成を有している。

【0117】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるのと同時に、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

【0118】

また、本実施形態によれば、生成された代表波形データおよびデータベース105に格納されているテンプレートデータには、他の前記心電図波形データとの識別を行う被験者名が含まれるとともに、代表波形データに識別情報として被験者名を設定する操作部111を有し、データベース105には、被験者名に関連付けられてテンプレートデータが格納され、検索部106が、代表波形データの被験者名に基づいてデータベース105内を検索し、心拍信号を取得した被験者名と同一の被験者名のテンプレートデータを特定する構成を有している。

【0119】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるのと同時に、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

【0120】

また、本実施形態によれば、ピーク検出・算出部108が、心電図波形データの1心拍毎、すなわち、1周期毎に極値を算出する際に、当該1周期毎の最大値（R波）を算出し、当該各最大値（R波）に基づいて心拍数を算出する構成を有

している。

【 0 1 2 1 】

したがって、本実施形態では、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

【 0 1 2 2 】

なお、本実施形態では、人体に対して心拍数の計測を行う心拍数計測装置 1 0 0 について説明したが、人体以外の生体であって、心拍がある生物であっても適用可能である。

【 0 1 2 3 】

また、本実施形態では、上述の心拍数計測装置によって心拍数計測を行うようになっていているが、心拍数計測装置にコンピュータおよび記録媒体を備え、この記録媒体に上述の心拍数計測動作を行うプログラムを格納し、コンピュータによって当該心拍数計測プログラムを読み込むことによって上述と同様の心拍数計測動作を行うようにしてもよい。

【 0 1 2 4 】

また、この心拍数計測プログラムを実行する心拍数計測装置において、記録媒体を DVD や CD などの記録媒体により構成するようにしてもよい。

【 0 1 2 5 】

この場合、心拍数計測装置には、記録媒体からプログラムを読み出す読出装置を備えるようになる。

【 0 1 2 6 】

〔第 2 実施形態〕

図 1 0 は、本願に係る心拍数計測装置の第 2 実施形態を示す図である。

【 0 1 2 7 】

本実施形態は、第 1 実施形態において、人体の足や腕または胸部などの部位から心拍信号を検出する検出部に代えて、脈波計測によって心拍信号を検出する脈

波検出部を有する点に特徴があり、その他の構成および心拍数計測動作については第 1 実施形態と同様であるため、同一部材には同一番号を付して説明を省略する。

#### 【0128】

なお、図 10 は、本実施形態の心拍数計測装置の構成を示す図である。

#### 【0129】

本実施形態の心拍数計測装置 200 は、図 10 に示すように、人体より心拍信号を検出する脈波検出部 201 と、検出された心拍信号に基づいて心電図波形データを生成する生体アンプ 102 と、生成された心電図波形データから低周波数成分を除去する微分回路 103 と、生成した心電図波形データから 1 の代表波形データを抽出するデータ波形抽出部 104 と、テンプレートデータを予め格納するデータベース 105 と、被験者のテンプレートデータまたは被験者から取得した心電図波形データに基づいて抽出された代表波形データについて、データベース 105 内を検索する検索部 106 と、生成された心電図波形データと検索されたテンプレートデータまたは抽出されたテンプレートデータとの相互相関処理を行う相互相関処理部 107 と、相互相関処理された心電図波形データから各周期毎のピーク値を示す R 波を検出し、その間の R-R 間隔を算出するピーク検出・算出部 108 と、算出された R-R 間隔に基づいて心拍数を算出する心拍数算出部 109 と、生成された心電図波形データがノイズ成分の有無を判断するとともに、各部を制御する制御部 110 と、各部の操作を行う操作部 111 を備えている。

#### 【0130】

脈波検出部 201 は、例えば、手のひらにある何れか 1 つの指を挿入し、または、耳たぶを挟み、脈波を検出・測定するようになっており、赤外線を発光する発光素子 202 と当該赤外線の反射波を受光する受光素子 203 とから構成される計測部 204 と、当該計測部 204 を制御する計測制御部 205 とを有している。

#### 【0131】

発光素子 202 は、挿入された指または挟み込まれた耳たぶに赤外線を照射す



るようになっており、受光素子 2 0 3 は、当該挿入された指または挟み込んだ耳たぶから反射された赤外線を検出するようになっている。

#### 【 0 1 3 2 】

計測制御部 2 0 5 は、受光素子 2 0 3 において検出された赤外線の反射率を算出して心拍信号を生成し、当該心拍信号を生体アンプ 1 0 2 に出力するようになっている。

#### 【 0 1 3 3 】

なお、生体アンプ 1 0 2 は、第 1 実施形態と同様に、入力された心拍信号に基づいて心電図波形データを生成するようになっている。

#### 【 0 1 3 4 】

以上により本実施形態によれば、予め 1 または 2 以上の被験者のテンプレートデータを格納するデータベース 1 0 5 と、被験者から発生する心拍信号を取得する脈波検出部 2 0 1 と、当該心拍信号に基づいて被験者の心電図波形データを生成する生体アンプ 1 0 2 およびデータ波形抽出部 1 0 4 と、データ波形抽出部 1 0 4 によって生成された代表波形データに基づいてデータベース 1 0 5 内を検索し、心拍信号を取得した被験者と同一の被験者のテンプレートデータを特定する検索部 1 0 6 と、生体アンプ 1 0 2 によって生成された心電図波形データに対して特定されたテンプレートデータとの相互相関処理を行う相互相関処理部 1 0 7 と、相互相関処理データの各心拍毎、すなわち、各周期毎に最大値を算出するピーク検出・算出部 1 0 8 と、当該各最大値に基づいて心拍数を算出する心拍数算出部 1 0 9 と、を備えた構成を有している。

#### 【 0 1 3 5 】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

#### 【 0 1 3 6 】

また、本実施形態によれば、脈波検出部 2 0 1 が、生成された代表波形データとデータベース 1 0 5 に格納されているテンプレートデータとの相関値を算出するとともに、当該算出された相関値に基づいて心拍信号を取得した被験者と同一の被験者のテンプレートデータを特定する構成を有している。

## 【 0 1 3 7 】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

## 【 0 1 3 8 】

また、本実施形態によれば、データ波形抽出部 1 0 4 が、生体アンプ 1 0 2 によって生成される心電図波形データを R - R 間隔に基づいて心拍毎、すなわち、周期毎に切り出し、当該切り出された各周期毎の波形データに基づいて 1 の代表波形データを算出するとともに、検索部 1 0 6 が、この代表波形データとデータベース 1 0 5 に格納されているテンプレートデータとの類似度として相関値を算出し、算出された相関値に基づいて心拍信号を取得した被検者と同一の被験者のテンプレートデータを特定する構成を有している。

## 【 0 1 3 9 】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

## 【 0 1 4 0 】

また、本実施形態によれば、脈波検出部 2 0 1 が、代表波形データとデータベース 1 0 5 に格納されている各テンプレートデータとの相関値が予め設定された

値より小さいと判断した場合に、代表波形データをテンプレートデータとして特定する構成を有している。

【 0 1 4 1 】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

【 0 1 4 2 】

また、本実施形態によれば、生成された代表波形データおよびデータベース 1 0 5 に格納されているテンプレートデータには、他の前記心電図波形データとの識別を行う被験者名が含まれるとともに、代表波形データに識別情報として被験者名を設定する操作部 1 1 1 を有し、データベース 1 0 5 には、被験者名に関連付けられてテンプレートデータが格納され、検索部 1 0 6 が、代表波形データの被験者名に基づいてデータベース 1 0 5 内を検索し、心拍信号を取得した被験者名と同一の被験者名のテンプレートデータを特定する構成を有している。

【 0 1 4 3 】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

【 0 1 4 4 】

また、本実施形態によれば、ピーク検出・算出部 1 0 8 が、心電図波形データの 1 心拍毎、すなわち、1 周期毎に極値を算出する際に、当該 1 周期毎の最大値（R 波）を算出し、当該各最大値（R 波）に基づいて心拍数を算出する構成を有している。

【 0 1 4 5 】

したがって、本実施形態では、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

【 0 1 4 6 】

なお、本実施形態では、人体に対して心拍数の計測を行う心拍数計測装置 2 0 0 について説明したが、人体以外の生体であって、心拍がある生物であっても適用可能である。

【 0 1 4 7 】

また、本実施形態では、上述の心拍数計測装置によって心拍数計測を行うようになっているが、心拍数計測装置にコンピュータおよび記録媒体を備え、この記録媒体に上述の心拍数計測動作を行うプログラムを格納し、コンピュータによって当該心拍数計測プログラムを読み込むことによって上述と同様の心拍数計測動作を行うようにしてもよい。

【 0 1 4 8 】

また、この心拍数計測プログラムを実行する心拍数計測装置において、記録媒体を DVD や CD などの記録媒体により構成するようにしてもよい。

【 0 1 4 9 】

この場合、心拍数計測装置には、記録媒体からプログラムを読み出す読出装置を備えるようになる。

【 0 1 5 0 】

〔第 3 実施形態〕

図 1 1 および図 1 2 は、本願に係る心拍数計測装置の第 3 実施形態を示す図である。

【 0 1 5 1 】

本実施形態は、第 1 実施形態において、識別情報として被験者名を用い、当該被験者名に基づいてデータベース内を検索し、テンプレートデータを特定する点

に代えて、心電図波形データである代表波形データの特徴量に基づいてデータベース内を検索し、テンプレートデータを特定する点に特徴があり、その他の構成については第 1 実施形態と同様であるため、同一部材には同一番号を付して説明を省略する。

#### 【0152】

本実施形態では、代表波形データの特徴量として、心電図波形データの P Q 間隔の値（以下、P Q 間隔値という。）、Q R S 幅および Q T 間隔の値（以下、Q T 間隔値という。）を用いるようになっている。

#### 【0153】

これらの P Q 間隔値、Q R S 幅および Q T 間隔値は、心拍数が変化したとしてもその特性が変化しないという特徴を有しているため、個々人によって識別可能な値である。

#### 【0154】

なお、通常、P Q 間隔値は、0.12～0.20 sec、Q R S 幅は、0.06～0.10 sec および Q T 間隔値は、0.30～0.45 sec の範囲に存在するようになっており、これらの値を総合することによって個々人を識別できるようになっている（図 3 参照）。

#### 【0155】

本実施形態のデータベース 105 は、各テンプレートデータとともに各テンプレートデータに基づいて算出された各 P Q 間隔値、Q R S 幅および Q T 間隔値を当該テンプレートデータに基づいて格納するようになっている。

#### 【0156】

また、データ波形抽出部 104 は、これら P Q 間隔値、Q R S 幅および Q T 間隔値を当該代表波形データから取得するとともに、検索部 106 は、代表波形データによってデータベース 105 内を検索する際に、この取得した P Q 間隔値、Q R S 幅および Q T 間隔値に一致するテンプレートデータを検索するようになっている。

#### 【0157】

具体的には、本実施形態では、個人認証を行う際には、検索部 106 が代表波

形データの特徴量とデータベース 1 0 5 に格納されている各テンプレートデータの特徴量を比較し、テンプレートデータの特徴量が代表波形データの特徴量に類似度が高い被験者リストを提示するようになっている。

【 0 1 5 8 】

例えば、検索部 1 0 6 は、入力された代表波形データの P Q 間隔値、Q R S 幅および Q T 間隔値の各特徴量を算出するとともに、(式 4) に示すように、当該代表波形データと各テンプレートデータの P Q 間隔値、Q R S 幅および Q T 間隔値の各特徴量に基づいて各誤差  $e_n$  を算出するようになり、この検索部 1 0 6 は、この各誤差  $e_n$  が予め定められた  $e_0$  より小さいテンプレートデータがデータベース 1 0 5 内に存在する場合には、当該テンプレートデータを類似度の高いテンプレートデータとして図示しない表示部に提示するようになっている。

【 0 1 5 9 】

【数 4】

$$e_0 > e_n = \left| \frac{(PQ_n - PQ_0)}{PQ_n} \right| \times \left| \frac{QRS_n - QRS_0}{QRS_n} \right| \times \left| \frac{QT_n - QT_0}{QT_n} \right|$$

$\therefore (n = 1, 2, \dots, k)$

… (式 4)

ただし、 $PQ_0$ 、 $QRS_0$ 、 $QT_0$  は、各代表波形データの各特徴量の値、 $PQ_n$ 、 $QRS_n$ 、 $QT_n$  はデータベース 1 0 5 に格納されている各テンプレートデータの特徴量を示す。

【 0 1 6 0 】

なお、閾値としての誤差  $e_0$  は、一般的には、0. 0 1 以下が好ましく、また、複数のテンプレートデータについて誤差  $e_n$  が 0. 0 1 以下と算出された場合には、複数のテンプレートデータにおける被験者名を提示するようになっている。

【 0 1 6 1 】

また、本実施形態では、テンプレートデータを図示しない表示部に提示する際

には、後述するように、当該テンプレートデータが有する被験者名を提示するようになっており、さらに、提示されたテンプレートデータの中からから操作部 1 1 1 によって 1 のテンプレートデータが選択された場合には、検索部 1 0 6 は、当該選択されたテンプレートデータを相互相関処理部 1 0 7 に出力するようになっている。

【0 1 6 2】

また、本実施形態の検索部 1 0 6 は、例えば、本発明の設定手段を構成する。

【0 1 6 3】

次に、図 1 1 を用いて本実施形態の心拍数検出動作について説明する。

【0 1 6 4】

なお、図 1 1 は、本実施形態の心拍数計測動作を示すフローチャートである。

【0 1 6 5】

まず、被験者によって操作部 1 1 1 が操作され、制御部 1 1 0 に心拍数計測動作の開始が指示されると、制御部 1 1 0 は、ハンドルを握るよう被験者に当該動作を促し、検出部 1 0 1 および生体アンプ 1 0 2 を制御して被験者の 1 フレームの心拍信号を検出させるとともに、心電図波形データを生成させ、当該心電図波形データの特徴量を算出する（ステップ S 6 1）。

【0 1 6 6】

具体的には、制御部 1 1 0 は、生成された心電図波形データを、微分回路 1 0 3 を介してデータ波形抽出部 1 0 4 に出力させ、データ波形抽出部 1 0 4 を制御して代表波形データ生成処理を行わせ、当該代表波形データの特徴量、すなわち、P Q 間隔値、Q R S 幅および Q T 間隔値を算出させる。

【0 1 6 7】

なお、本動作では、心電図波形データの特徴量を算出する際に、心電図波形データを生成させてから算出するようになっているが、当該心電図波形データを生成せずに、直接的に心電図波形データの特徴量を算出するようにしてもよい。

【0 1 6 8】

次いで、制御部 1 1 0 は、検索部 1 0 6 を制御して当該代表波形データの特徴量に基づいてデータベース 1 0 5 内を検索させ、当該代表波形データの特徴量に

類似するテンプレートデータの被験者名のリストを操作部 1 1 1 に設けられた図示しない表示部に表示させる（ステップ S 6 2）。

【0 1 6 9】

次いで、制御部 1 1 0 は、心拍信号を検出した被験者が、新規被験者であるかまたは図示しない表示部に表示された被験者名リストにある被験者であるかの選択を当該被験者に促し（ステップ S 6 3）、新規被験者であると操作部 1 1 1 によって選択された場合には、制御部 1 1 0 は、当該代表波形データ並びにこの代表波形データの特徴量および被験者名をデータベース 1 0 5 に登録し、当該代表波形を相互相関処理部 1 0 7 に出力させる（ステップ S 6 4）。

【0 1 7 0】

なお、制御部 1 1 0 は、データベース 1 0 5 に代表波形データを登録する際に、被験者に対して操作部 1 1 1 を用いて代表波形データの被験者名を登録するよう被験者に促し、各部を制御する。

【0 1 7 1】

一方、操作部 1 1 1 の表示部に表示された被験者名リストから被験者が選択された場合には、データベース 1 0 5 に登録された当該選択された被験者名を有するテンプレートデータを相互相関処理部 1 0 7 に出力する（ステップ S 6 5）

次いで、制御部 1 1 0 は、相互相関処理部 1 0 7 を制御して、テンプレート設定処理において設定されたテンプレートデータおよび微分回路 1 0 3 を介して入力された心電図波形データとの相互相関処理を行わせる（ステップ S 6 6）。

【0 1 7 2】

次いで、制御部 1 1 0 は、相互相関処理されたデータをピーク検出・算出部 1 0 8 に出力させ、当該ピーク検出・算出部 1 0 8 によって各フレーム毎の R 波を検出させるとともに、任意のピークから次に現れるピークまでの peak to peak の間隔を算出し、ピーク間隔値を算出する（ステップ S 6 7）。

【0 1 7 3】

次いで、制御部 1 1 0 は、心拍数算出部 1 0 9 を制御して上述したようにピーク間隔値の逆数を 6 0 倍して心拍数を算出させ、当該算出した心拍数を操作部 1 1 1 にある表示部または外部に出力する（ステップ S 6 8）。



## 【0174】

次いで、制御部110は、被験者にハンドルを握らせるよう促し、検出部101によって心拍信号を検出させ、生体アンプ102によって心電図波形データを生成させるとともに、当該心電図波形データを微分回路103に出力させて低周波数成分を除去した心電図データを相互相関処理部107に出力させて本動作を繰り返す（ステップS69）。

## 【0175】

なお、本動作は、基本的には本動作開始後は、心拍計測動作を繰り返すため、ステップS66～ステップS69の動作を一定時間毎に繰り返し、当該一定時間毎に当該算出した心拍数を操作部111にある表示部または外部に出力するようになっている。

## 【0176】

以上により本実施形態によれば、予め1または2以上の被験者のテンプレートデータを格納するデータベース105と、被験者から発生する心拍信号を取得する検出部101と、当該心拍信号に基づいて被験者の心電図波形データを生成する生体アンプ102およびデータ波形抽出部104と、データ波形抽出部104によって生成された代表波形データに基づいてデータベース105内を検索し、心拍信号を取得した被験者と同一の被験者のテンプレートデータを特定する検索部106と、生体アンプ102によって生成された心電図波形データに対して特定されたテンプレートデータとの相互相関処理を行う相互相関処理部107と、相互相関処理データの各心拍毎、すなわち、各周期毎に最大値を算出するピーク検出・算出部108と、当該各最大値に基づいて心拍数を算出する心拍数算出部109と、を備えた構成を有している。

## 【0177】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出

装置を提供することができる。

【0178】

また、本実施形態によれば、検出部101が、生成された代表波形データとデータベース105に格納されているテンプレートデータとの特徴量（PQ間隔値、QRS幅およびQT間隔値）を比較することにより類似度を算出するとともに、当該算出された相関値に基づいて心拍信号を取得した被験者と同一の被験者のテンプレートデータを特定する構成を有している。

【0179】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

【0180】

また、本実施形態によれば、データ波形抽出部104が、生体アンプ102によって生成される心電図波形データをR-R間隔に基づいて心拍毎、すなわち、周期毎に切り出し、当該切り出された各周期毎の波形データに基づいて1の代表波形データを算出するとともに、検索部106が、この代表波形データとデータベース105に格納されているテンプレートデータとの類似度を算出し、算出された類似度に基づいて心拍信号を取得した被検者と同一の被験者のテンプレートデータを特定する構成を有している。

【0181】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

## 【0182】

また、本実施形態によれば、生成された代表波形データおよびデータベース105に格納されているテンプレートデータには、他の前記心電図波形データとの識別を行うPQ間隔値、QRS幅およびQT間隔値の特徴量として識別情報が含まれるとともに、代表波形データに識別情報として被験者名を設定する検索部106を有し、データベース105には、識別情報として心電図波形データの特徴量に関連付けられてテンプレートデータが格納され、検索部106が、代表波形データの特徴量に基づいてデータベース105内を検索し、心拍信号を取得した被験者と同一の被験者のテンプレートデータを特定する構成を有している。

## 【0183】

したがって、被験者名によってテンプレートデータを特定することができるので、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができ、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるとともに、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

## 【0184】

また、本実施形態によれば、ピーク検出・算出部108が、心電図波形データの1心拍毎、すなわち、1周期毎に極値を算出する際に、当該1周期毎の最大値（R波）を算出し、当該各最大値（R波）に基づいて心拍数を算出する構成を有している。

## 【0185】

したがって、本実施形態では、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

## 【0186】

なお、本実施形態では、人体に対して心拍数の計測を行う心拍数計測装置について説明したが、人体以外の生体であって、心拍がある生物であっても適用可能である。

【0187】

また、本実施形態では、心拍数を計測する被験者の特定に関しては、心電図波形データの特徴量に基づいて当該心電図波形データの特徴量に類似するテンプレートデータを、データベース105内からリストアップして被験者に選択させることにより行っているが、第1実施形態と同様に、ノイズ判定処理を行い、テンプレートデータの設定処理の自動化を行うようにしてもよい。

【0188】

この場合の本実施形態の心拍数計測動作を図12を用いて以下に説明する。

【0189】

なお、図12は、本実施形態の心拍数計測動作を示すフローチャートである。

【0190】

まず、被験者によって操作部111が操作され、制御部110に心拍数計測動作の開始が指示されると、制御部110は、ハンドルを握るよう被験者に当該動作を促し、検出部101および生体アンプ102を制御して被験者の1フレームの心拍信号を検出させるとともに、心電図波形データを生成させる（ステップS71）。

【0191】

次いで、制御部110は、微分回路103から出力される心電図波形データを監視してこの心電図波形データに含まれるノイズが少ないか否かを判断し（ノイズ判定処理（ステップS72））、制御部110が心電図波形データにノイズが多いと判断した場合には、心拍信号を再検出するために、すなわち、再度、1フレームのハンドルを握るよう被験者に当該動作を促し、検出部101および生体アンプ102を制御して被験者の1フレームの心拍信号を検出するために、ステップS71に戻る。

【0192】

なお、この心電図波形データにおけるノイズ判定処理の動作は、第1実施形態

と同様である。

【0193】

一方、制御部110は、心電図波形データにノイズが少ないと判断した場合には、制御部110は以下の動作を行う。

【0194】

まず、制御部110は、当該入力された心電図波形データをデータ波形抽出部104に出力させ、データ波形抽出部104を制御して上述の代表波形データ生成処理を行わせ、当該代表波形データの特徴量、すなわち、PQ間隔値、QRS幅およびQT間隔値を算出させる（ステップS73）。

【0195】

次いで、制御部110は、検索部106を制御して当該代表波形データの特徴量に基づいてデータベース105内を検索させ（ステップS74）、当該代表波形データの特徴量に類似するテンプレートデータが存在するか否かを判断するとともに（ステップS75）、代表波形データに類似するテンプレートデータがデータベース105内に存在する場合には、該当するテンプレートデータを相互相関処理部107に出力させる（ステップS76）。

【0196】

なお、上述したように、当該代表波形データに類似するテンプレートデータが存在するか否かの判断は、類似度として心電図波形データの特徴量を用いて行う。

【0197】

一方、代表波形データに類似するテンプレートデータがデータベース105内に存在しない場合には、当該代表波形データをテンプレートデータとして相互相関処理部107に出力させる（ステップS77）。

【0198】

次いで、制御部110は、相互相関処理部107を制御して、設定されたテンプレートデータおよび微分回路103を介して入力された心電図波形データとの相互相関処理を行わせる（ステップS78）。

【0199】

次いで、制御部110は、相互相関処理されたデータをピーク検出・算出部108に出力させ、当該ピーク検出・算出部108によって各フレーム毎のR波を検出させるとともに、任意のピークから次に現れるピークまでのpeak to peakの間隔を算出し、ピーク間隔値を算出する（ステップS79）。

#### 【0200】

次いで、制御部110は、心拍数算出部109を制御して上述したようにピーク間隔値の逆数を60倍して心拍数を算出させ、当該算出した心拍数を操作部111にある表示部または外部に出力する（ステップS80）。

#### 【0201】

次いで、制御部110は、被験者にハンドルを握らせるよう促し、検出部101によって心拍信号を検出させ、生体アンプ102によって心電図波形データを生成させるとともに、当該心電図波形データを微分回路103に出力させて低周波数成分を除去した心電図データを相互相関処理部107に出力させて本動作を繰り返すため、ステップS78に行く（ステップS81）。

#### 【0202】

なお、上述と同様に、本動作は、基本的には本動作開始後は、心拍計測動作を繰り返すため、ステップS78～ステップS81の動作を一定時間毎に繰り返し、当該一定時間毎に当該算出した心拍数を操作部111にある表示部または外部に出力するようになっている。

#### 【0203】

以上のように、制御部110は、各部を制御することによって心拍数計測動作を行うようになる。

#### 【0204】

また、本実施形態では、上述の心拍数計測装置によって心拍数計測を行うようになっているが、心拍数計測装置にコンピュータおよび記録媒体を備え、この記録媒体に上述の心拍数計測動作を行うプログラムを格納し、コンピュータによって当該心拍数計測プログラムを読み込むことによって上述と同様の心拍数計測動作を行うようにしてもよい。

#### 【0205】

また、この心拍数計測プログラムを実行する心拍数計測装置において、記録媒体をDVDやCDなどの記録媒体により構成するようにしてもよい。

【0206】

この場合、心拍数計測装置には、記録媒体からプログラムを読み出す読出装置を備えるようになる。

【0207】

〔第4実施形態〕

図13は、再生制御装置の第4実施形態を示す図である。

【0208】

本実施形態は、第1実施形態において、検出部、生体アンプなど全ての構成部材が心拍計測装置に設けられている点に代えて、心拍信号の検出および心拍数計測に関する操作を行う検出部101および操作部111を備えた端末装置と、予め心電図波形を格納するデータベース105、データベース105内を検索する検索部106並びに心拍数を算出する相互相関処理部107および心拍数算出部109などその他の構成を備えたサーバ装置とから構成する点に特徴があり、各部材の構成については第1実施形態と同様であるため、同一部材には同一番号を付して説明を省略する。

【0209】

また、本実施形態の心拍数計測動作は、端末装置の操作部の指示がサーバ装置の制御部を介して当該サーバ装置の各部に入力される点およびサーバ装置によって算出された心拍数を端末装置に送信する点以外は、第1実施形態と同様の動作処理を行うため、本実施形態の心拍数計測動作の説明は省略する。

【0210】

なお、図13は、本実施形態の心拍数計測システムを示す構成図である。

【0211】

本実施形態の心拍数計測システム300は、車両などの移動体に搭載される端末装置310と、任意の場所に設けられ、固定設置されたサーバ装置320とから構成され、端末装置310とサーバ装置320は、無線または有線の電気通信回線を介して互いに回線を接続するようになっている。

## 【 0 2 1 2 】

本実施形態の端末装置 3 1 0 は、図 1 3 に示すように、人体より心拍信号を検出する検出部 1 0 1 と、検出した心拍信号をサーバ装置に送信する送信部 3 1 1 と、算出された心拍数の計測結果を受信する受信部 3 1 2 と、各部を制御する制御部 3 1 3 と、各部の操作を行う操作部 3 1 4 とを備えている。

## 【 0 2 1 3 】

送信部 3 1 1 および受信部 3 1 2 は、アンテナ A T を介してサーバ装置 3 2 0 と心拍信号、心拍数の情報（以下、心拍数情報という）および端末装置 3 1 0 を操作する被験者によって入力された操作を指示する信号（以下、操作指示信号という）の送受信を行うようになっている。

## 【 0 2 1 4 】

また、操作部 3 1 4 は、第 1 実施形態の操作部と同様に、例えば、図示しない複数のスイッチと表示部を有し、表示部を参照しつつ、複数のスイッチによって被験者を選択および特定を行うようになっている。

## 【 0 2 1 5 】

なお、本実施形態の操作部 3 1 4 は、被験者によって選択および特定された内容を指示信号として、送信部 3 1 1 を介してサーバ装置 3 2 0 に送信するようになっている。

## 【 0 2 1 6 】

また、本実施形態のサーバ装置 3 2 0 は、図 1 3 に示すように、端末装置 3 1 0 から送信された心拍信号および操作指示信号を受信する受信部 3 2 1 と、受信した心拍信号に基づいて心電図波形データを生成する生体アンプ 1 0 2 と、生成された心電図波形データから低周波数成分を除去する微分回路 1 0 3 と、生成した心電図波形データから 1 の代表波形データを抽出するデータ波形抽出部 1 0 4 と、テンプレートデータを予め格納するデータベース 1 0 5 と、被験者のテンプレートデータまたは被験者から取得した心電図波形データに基づいて抽出された代表波形データについて、データベース 1 0 5 内を検索する検索部 1 0 6 と、生成された心電図波形データと検索されたテンプレートデータまたは抽出されたテンプレートデータとの相互相関処理を行う相互相関処理部 1 0 7 と、相互相関処



理された心電図波形データから周期的に繰り返される運動を示す各心拍毎、すなわち、各周期毎のピーク値を示すR波を検出し、その間のR-R間隔を算出するピーク検出・算出部108と、算出されたR-R間隔に基づいて心拍数を算出する心拍数算出部109と、算出された心拍数情報を端末装置310に送信する送信部322と、生成された心電図波形データがノイズ成分の有無を判断するとともに、端末装置310から送信された指示信号に基づいて各部を制御する制御部323と、を備えている。

## 【0217】

なお、例えば、本実施形態の受信部321は、本発明の取得手段を構成し、本実施形態の制御部323は、本発明の設定手段を構成する。

## 【0218】

受信部321および送信部322は、端末装置310と同様に、アンテナATをサーバ装置320と心拍信号、心拍数の情報（以下、心拍数情報という）および端末装置310を操作する被験者によって入力された操作を指示する信号（以下、操作指示信号という）の送受信を行うようになっている。

## 【0219】

以上により本実施形態によれば、予め1または2以上の被験者のテンプレートデータを格納するデータベース105と、被験者から発生する心拍信号を取得する検出部101と、当該心拍信号に基づいて被験者の心電図波形データを生成する生体アンプ102およびデータ波形抽出部104と、データ波形抽出部104によって生成された代表波形データに基づいてデータベース105内を検索し、心拍信号を取得した被験者と同一の被験者のテンプレートデータを特定する検索部106と、生体アンプ102によって生成された心電図波形データに対して特定されたテンプレートデータとの相互相関処理を行う相互相関処理部107と、相互相関処理データの各心拍毎、すなわち、各周期毎に最大値を算出するピーク検出・算出部108と、当該各最大値に基づいて心拍数を算出する心拍数算出部109と、を備えた構成を有している。

## 【0220】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を

的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

#### 【 0 2 2 1 】

また、本実施形態によれば、検出部 1 0 1 が、生成された代表波形データとデータベース 1 0 5 に格納されているテンプレートデータとの相関値を算出するとともに、当該算出された相関値に基づいて心拍信号を取得した被験者と同一の被験者のテンプレートデータを特定する構成を有している。

#### 【 0 2 2 2 】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

#### 【 0 2 2 3 】

また、本実施形態によれば、データ波形抽出部 1 0 4 が、生体アンプ 1 0 2 によって生成される心電図波形データを R - R 間隔に基づいて心拍毎、すなわち、周期毎に切り出し、当該切り出された各周期毎の波形データに基づいて 1 の代表波形データを算出するとともに、検索部 1 0 6 が、この代表波形データとデータベース 1 0 5 に格納されているテンプレートデータとの類似度として相関値を算出し、算出された相関値に基づいて心拍信号を取得した被検者と同一の被験者のテンプレートデータを特定する構成を有している。

#### 【 0 2 2 4 】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くこと

によって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

## 【 0 2 2 5 】

また、本実施形態によれば、検出部 1 0 1 が、代表波形データとデータベース 1 0 5 に格納されている各テンプレートデータとの相関値が予め設定された値より小さいと判断した場合に、代表波形データをテンプレートデータとして特定する構成を有している。

## 【 0 2 2 6 】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

## 【 0 2 2 7 】

また、本実施形態によれば、生成された代表波形データおよびデータベース 1 0 5 に格納されているテンプレートデータには、他の前記心電図波形データとの識別を行う被験者名が含まれるとともに、代表波形データに識別情報として被験者名を設定する操作部 1 1 1 を有し、データベース 1 0 5 には、被験者名に関連付けられてテンプレートデータが格納され、検索部 1 0 6 が、代表波形データの被験者名に基づいてデータベース 1 0 5 内を検索し、心拍信号を取得した被験者名と同一の被験者名のテンプレートデータを特定する構成を有している。

## 【 0 2 2 8 】

したがって、被検者の心拍信号から生成した心電図波形データのピーク波形を的確に強調することができるとともに、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出

装置を提供することができる。

【0 2 2 9】

また、本実施形態によれば、ピーク検出・算出部 1 0 8 が、心電図波形データの 1 心拍毎、すなわち、1 周期毎に極値を算出する際に、当該 1 周期毎の最大値（R 波）を算出し、当該各最大値（R 波）に基づいて心拍数を算出する構成を有している。

【0 2 3 0】

したがって、本実施形態では、各個人毎に心拍数の算出の基になるデータの最適化を行うことができるので、心拍信号を検出する際に被験者が動くことによって、または、心拍信号を検出する際の接触抵抗によって生ずる心電図波形データ生成時のノイズを容易に除去することができ、検出精度の高い心拍数検出装置を提供することができる。

【0 2 3 1】

なお、本実施形態では、検出部は車両のハンドルなどに設けられているが、当該検出部に代えて、第 2 実施形態で説明した脈波検出部を設けるようにしてもよい。

【0 2 3 2】

また、本実施形態では、心拍数計測動作は、第 1 実施形態と同様であり、被検体名および代表波形データとテンプレートデータとの相関値によって総合相関処理に用いるテンプレートデータを検索するようになっているが、第 2 実施形態と同様に、心電図波形データの特徴量を用いて総合相関処理に用いるテンプレートデータを検索するようにしてもよい。

【0 2 3 3】

この場合は、本実施形態の心拍数計測動作は、第 2 実施形態と同様の動作を行うこととなる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本願に係る第 1 実施形態の心拍数計測装置の構成を示す図である。

【図 2】

心電図波形データの 1 周期を示す代表的なグラフである。

【図 3】

(a) は、第 1 実施形態のデータ抽出部に入力された 1 フレームの心電図波形データ、(b) は、当該データ抽出部に入力された 1 フレームの心電図波形データを各周期毎に切り出して重ね合わせた 1 つの心電図波形データ、(c) は、(b) の波形データにハニング窓関数を掛け合わせた心電図波形データである。

【図 4】

第 1 実施形態のデータ波形抽出部によって行われる代表波形データ生成処理の動作を示すフローチャートである。

【図 5】

(a) は、従来の心拍数計測装置に入力された 1 フレームの心電図波形データ、(b) は、従来の心拍数計測装置によって特定されたテンプレートデータ、(c) は、従来の心拍数計測装置によって相互相関処理を行った心電図波形データである。

【図 6】

(a) は、第 1 実施形態のデータ抽出部に入力された 1 フレームの心電図波形データ、(b) は、第 1 実施形態の特定されたテンプレートデータ、(c) は、第 1 実施形態において相互相関処理を行った心電図波形データである。

【図 7】

第 1 実施形態の心拍数計測動作を示すフローチャートである。

【図 8】

第 1 実施形態のテンプレートデータの設定処理動作を示すフローチャートである。

【図 9】

第 1 実施形態のノイズ判定処理の動作を示すフローチャートである。

【図 10】

本願に係る第 2 実施形態の心拍数計測装置の構成を示す図である。

【図 11】

第 3 本実施形態の心拍数計測動作を示すフローチャートである。

【図 1 2】

第 3 本実施形態の心拍数計測動作を示すその他のフローチャートである。

【図 1 3】

本願に係る第 4 実施形態の心拍数計測システムの構成を示す図である。

【符号の説明】

1 0 0、2 0 0、3 0 0 … 心拍数計測装置

1 0 1 … 検出部

1 0 2 … 生体アンプ

1 0 4 … データ抽出部

1 0 5 … データベース

1 0 6 … 検索部

1 0 7 … 相互相関処理部

1 0 8 … ピーク検出・算出部

1 0 9 … 心拍数算出部

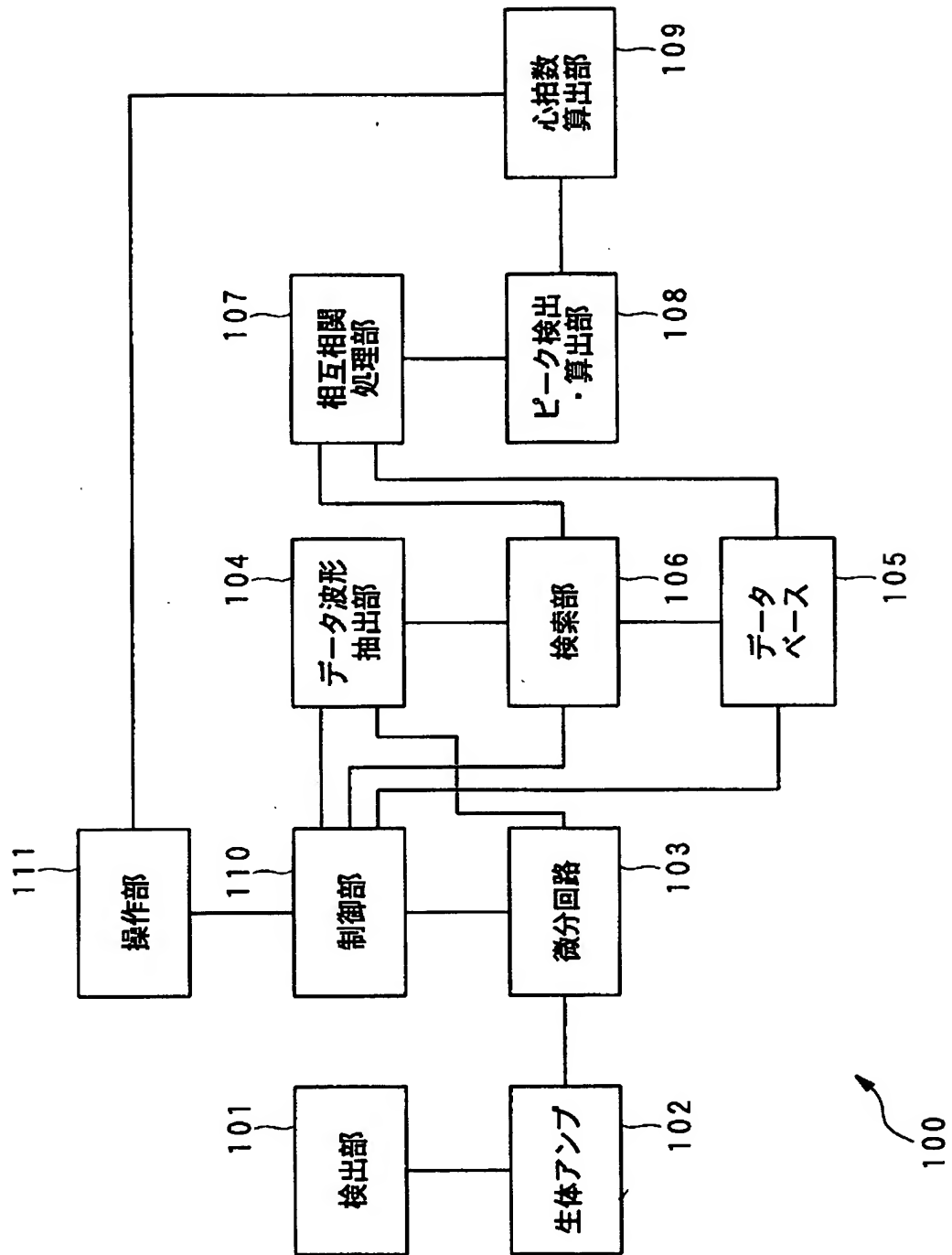
1 1 0 … 制御部

1 1 1 … 操作部

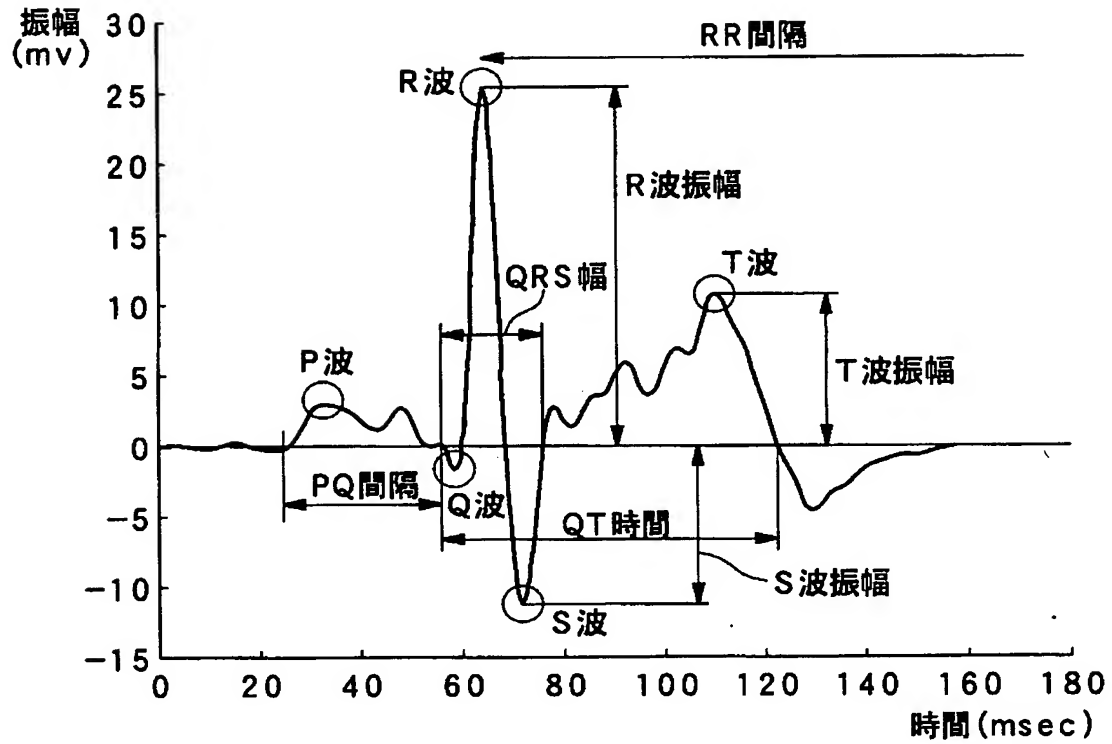
【書類名】

図面

【図 1】

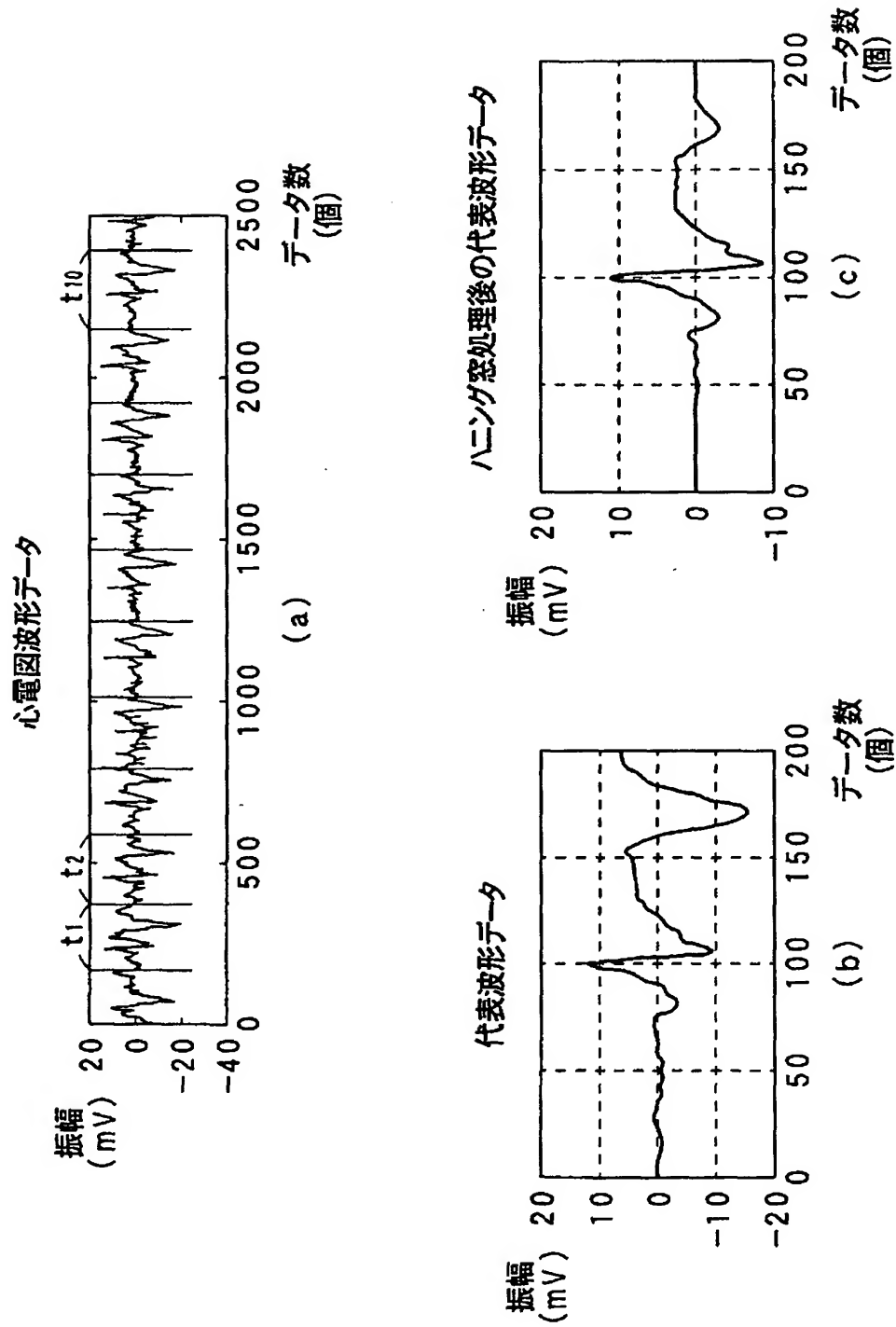


【図 2】

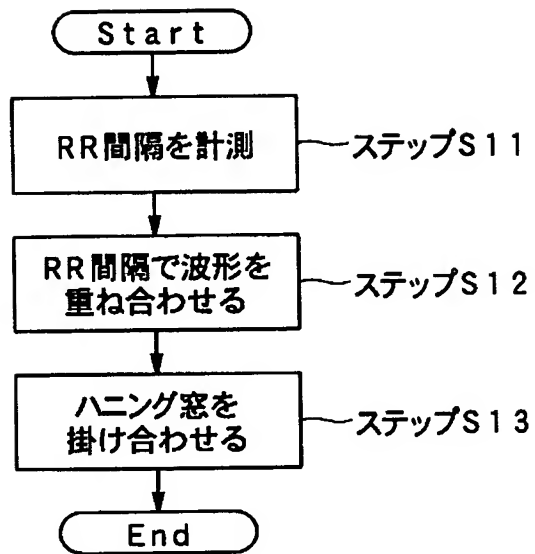




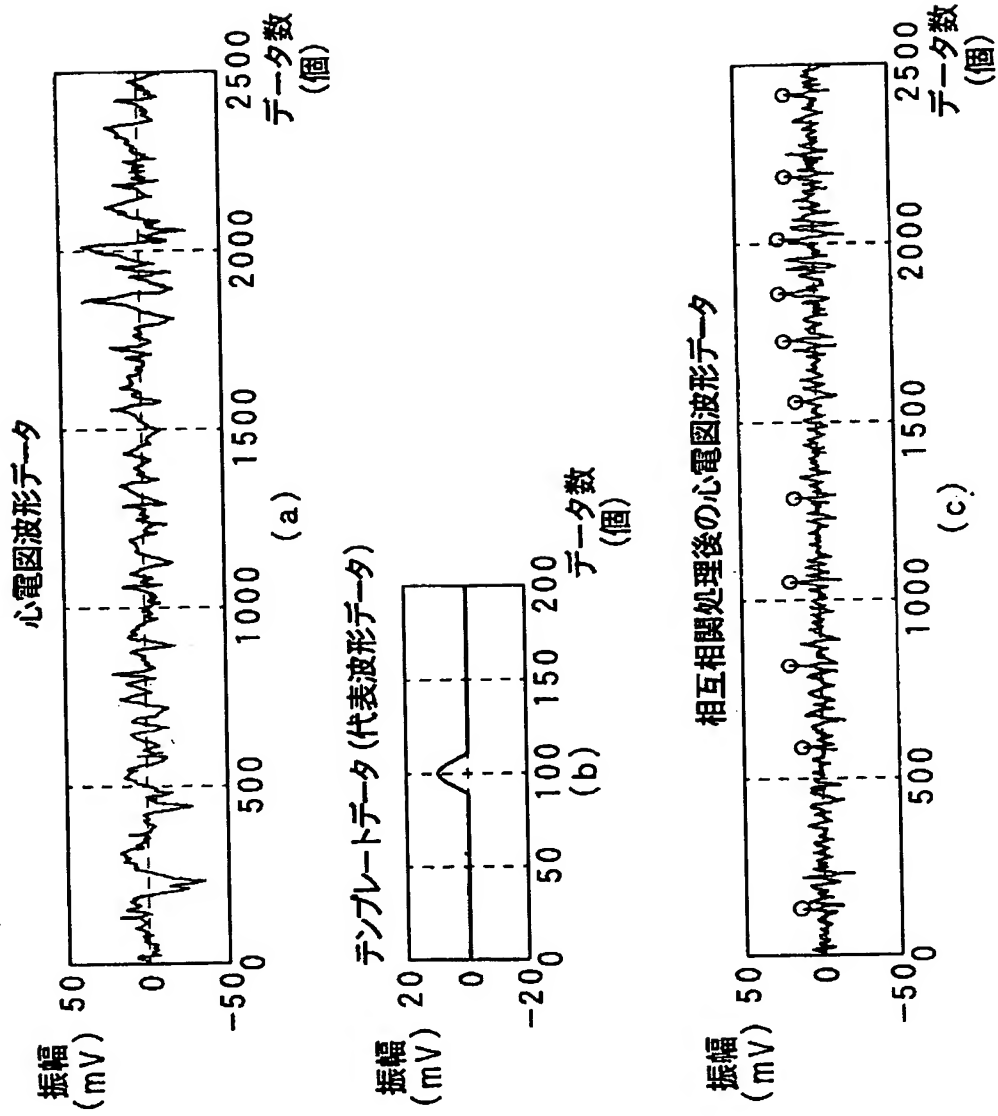
【図 3】



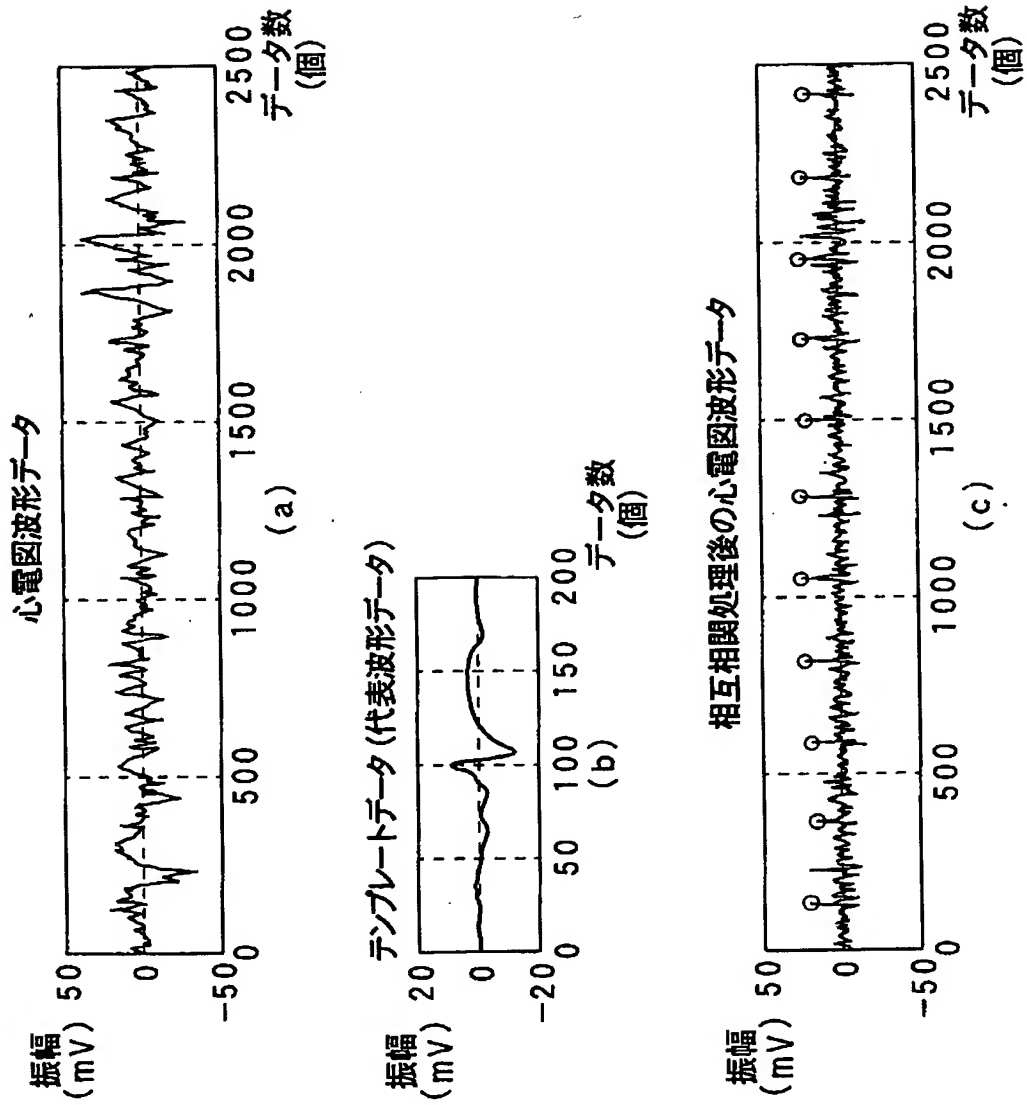
【図 4】



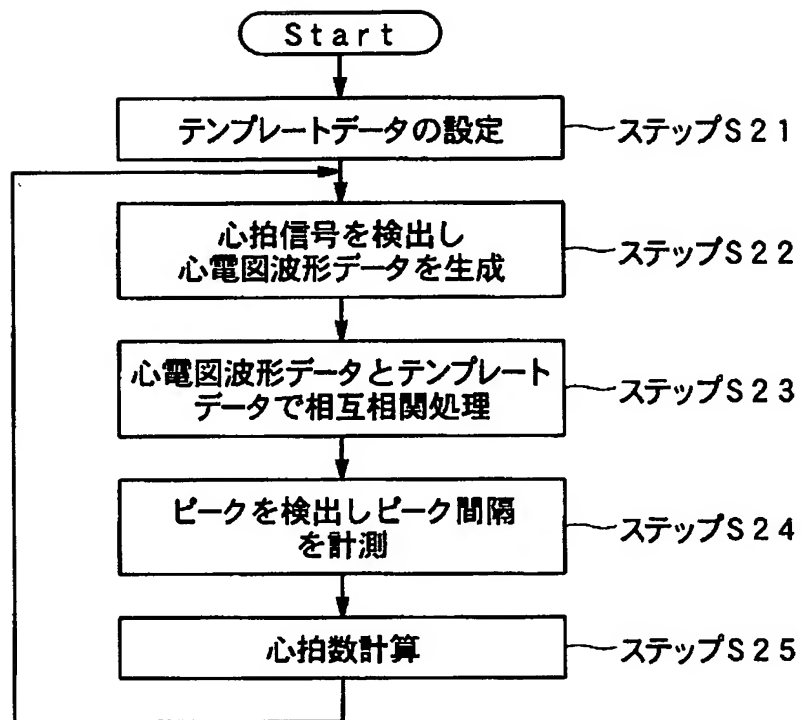
【図 5】



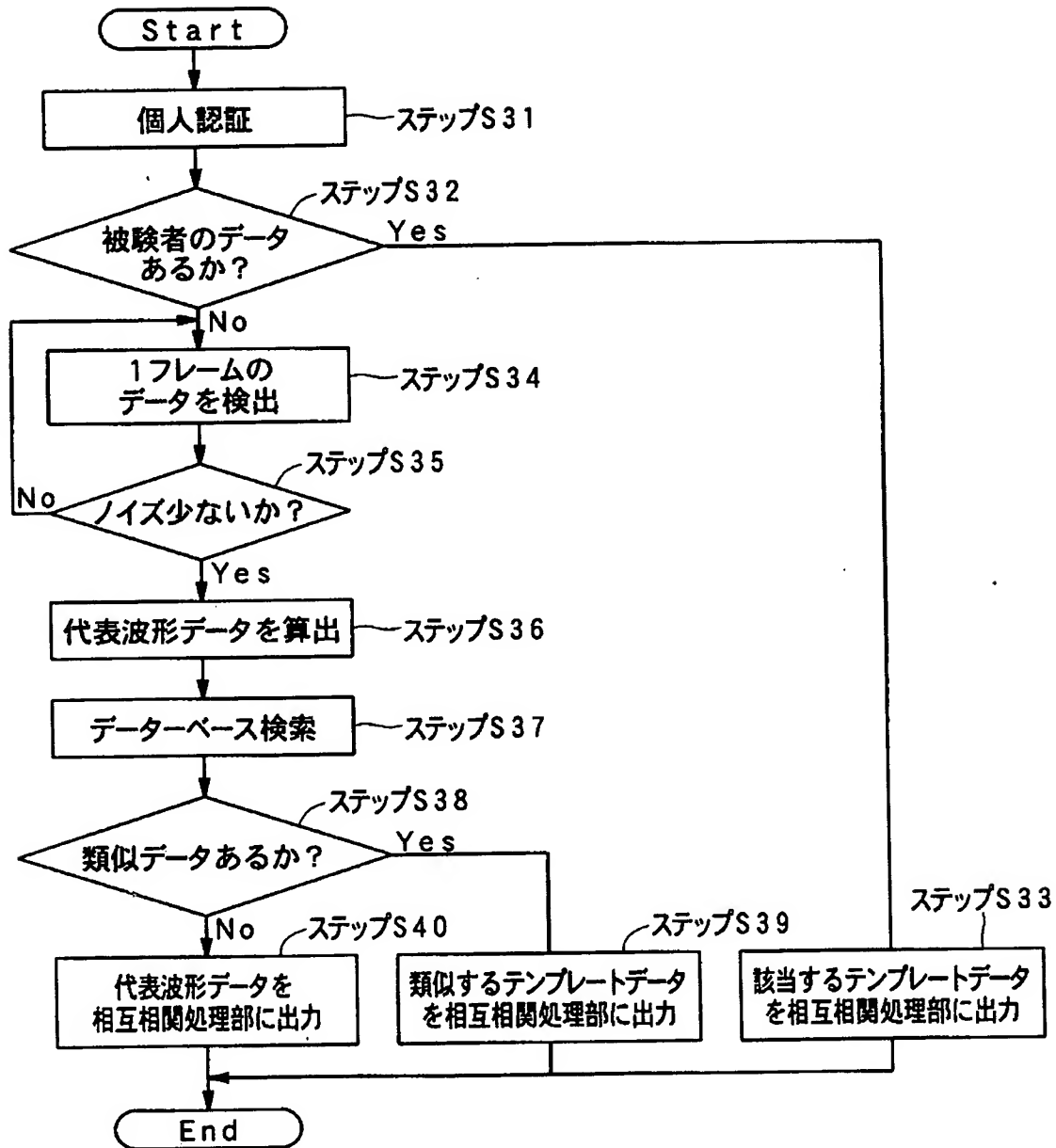
【図 6】



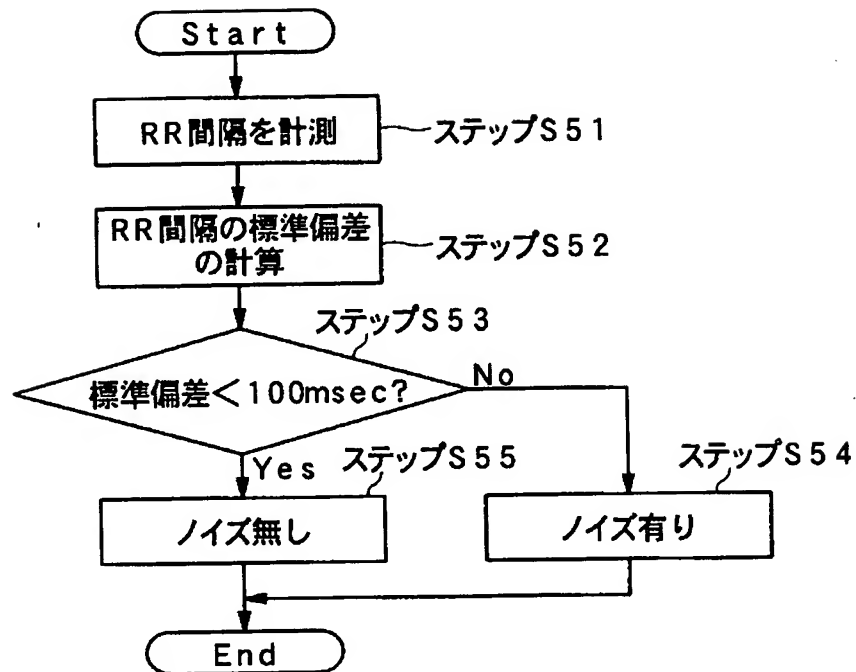
【図 7】



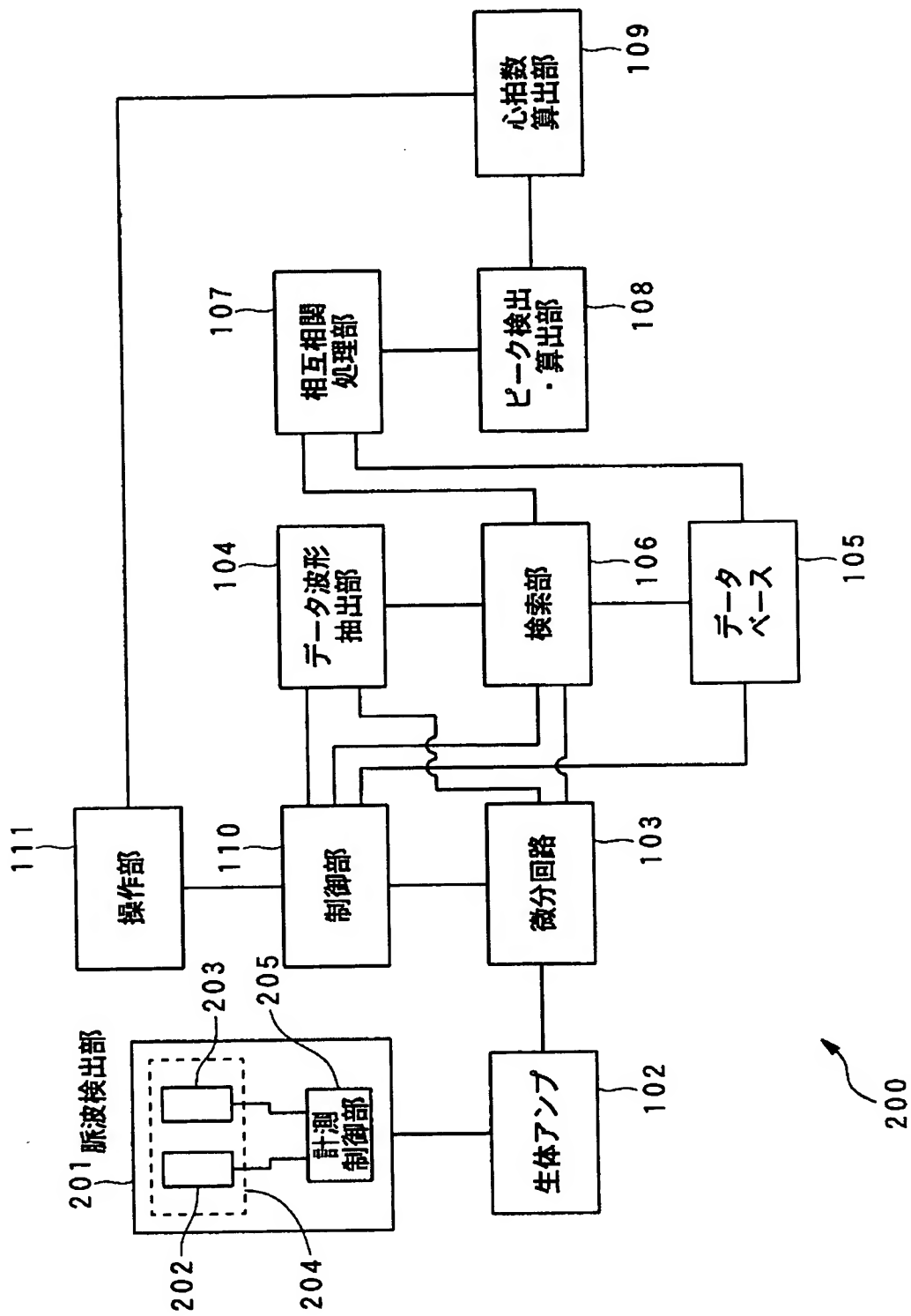
【図 8】



【図9】

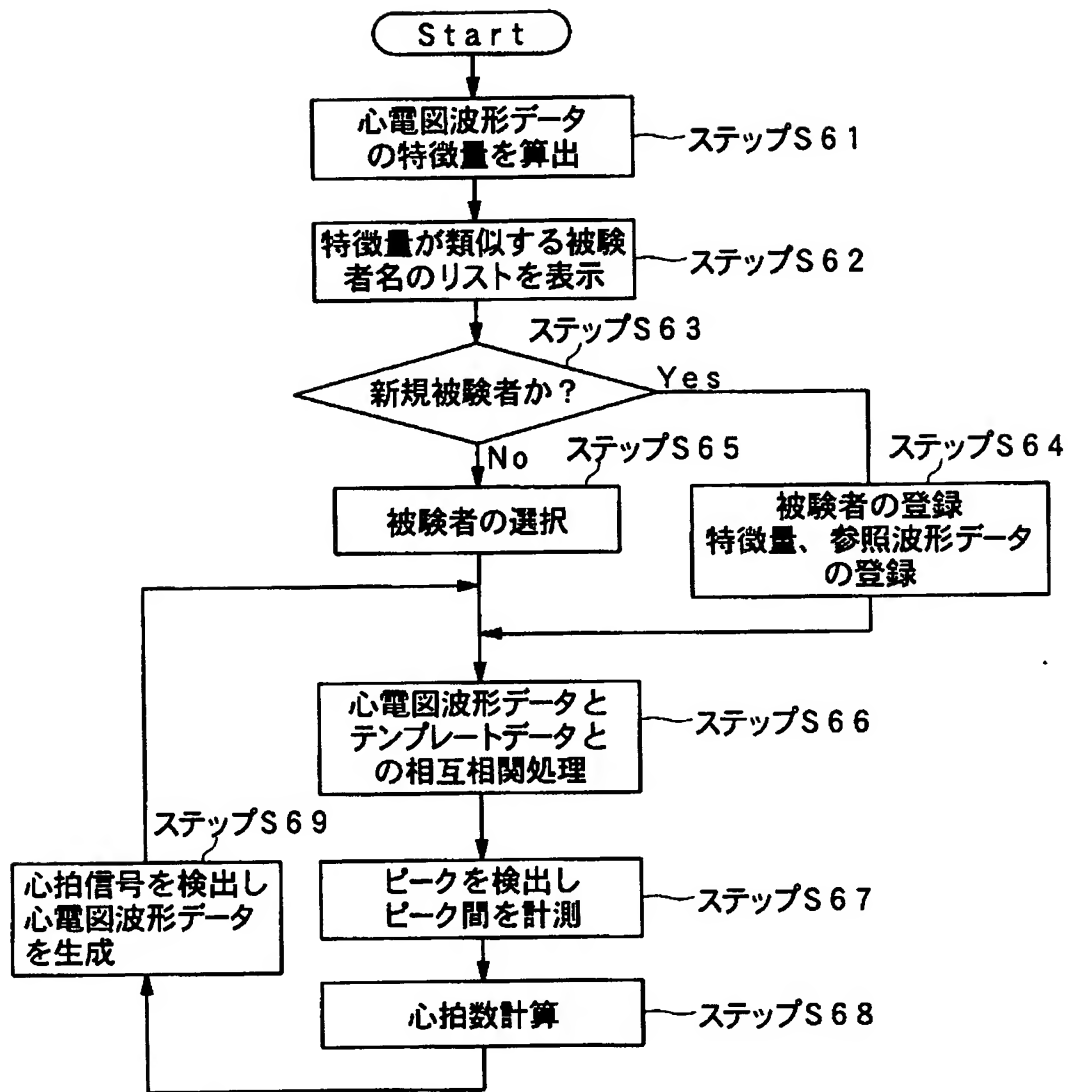


【図10】

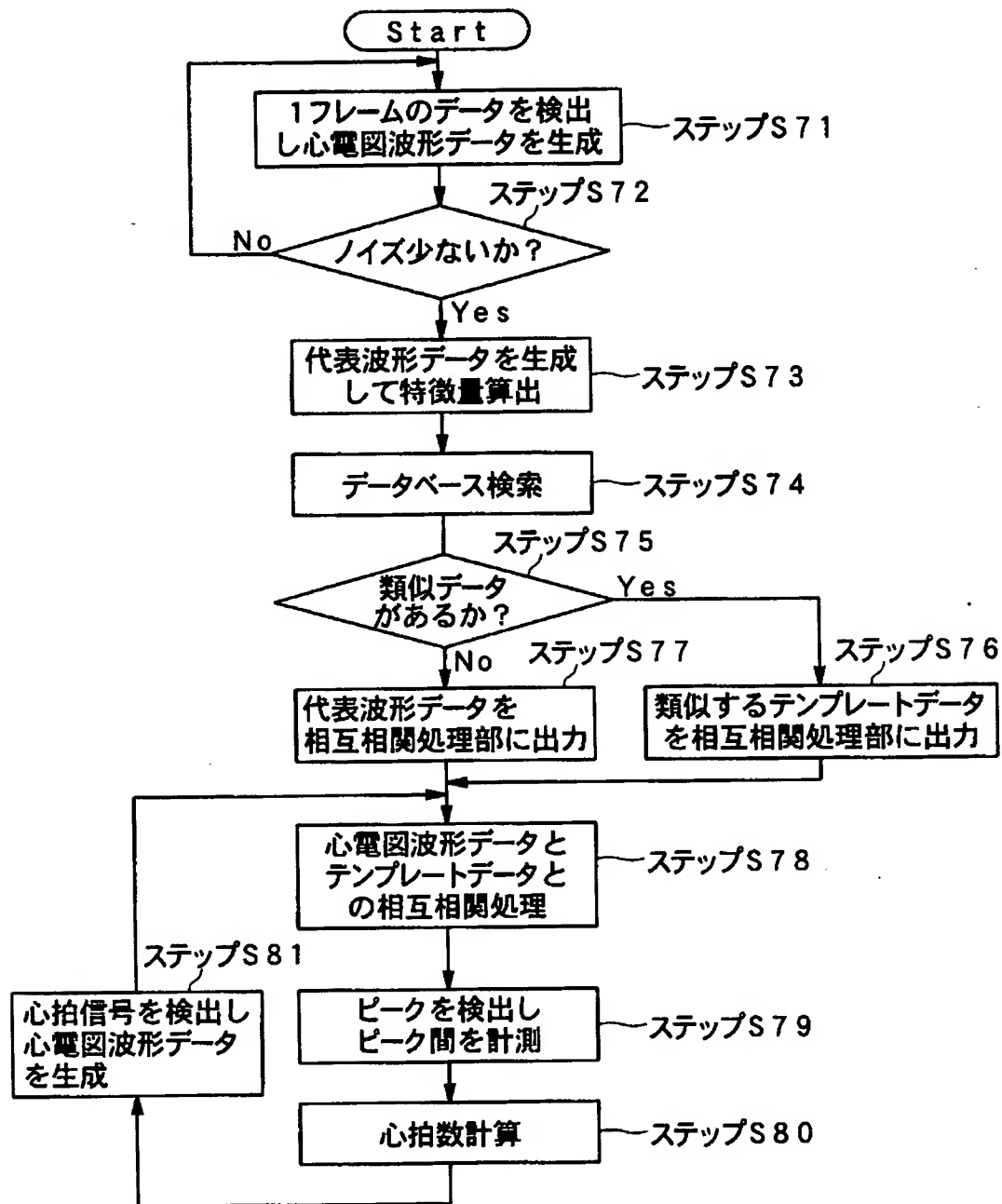




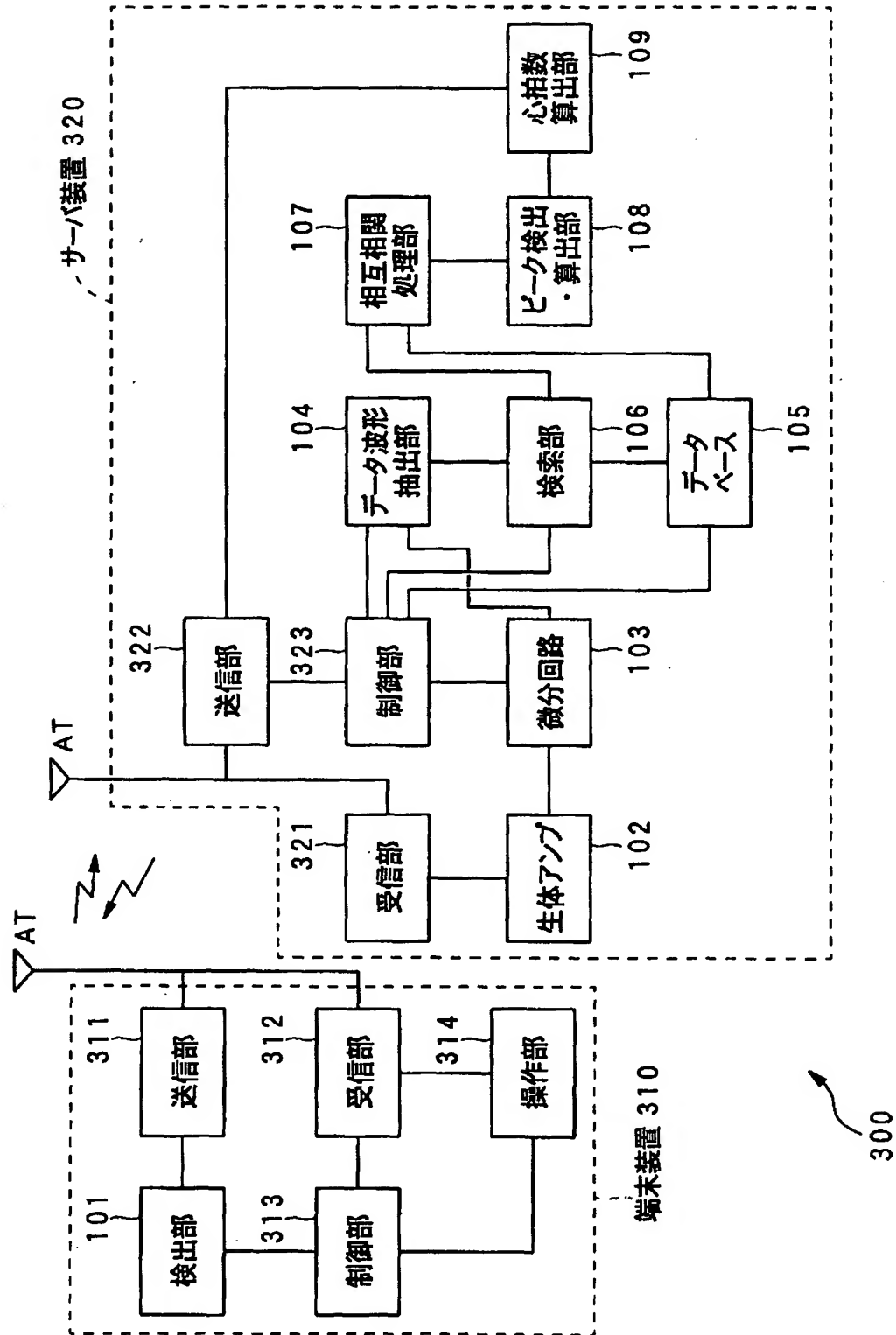
【図 11】



【図 12】



【図 13】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 心拍数の検出における検出精度の高い心拍数検出装置を提供すること

。 【解決手段】 心拍数計測装置 1 0 0 は、人体より検出された心拍信号に基づいて心電図波形データを生成する生体アンプ 1 0 2 と、生成した心電図波形データから 1 の代表波形データを抽出するデータ波形抽出部 1 0 4 と、テンプレートデータを予め格納するデータベース 1 0 5 と、被験者のテンプレートデータまたは代表波形データについてデータベース 1 0 5 内を検索する検索部 1 0 6 と、生成された心電図波形データと検索されたテンプレートデータとの相互相関処理を行う相互相関処理部 1 0 7 と、相互相関処理されたデータから R - R 間隔を算出するピーク検出・算出部 1 0 8 と、算出された R - R 間隔に基づいて心拍数を算出する心拍数算出部 1 0 9 と備え、検出した心拍信号から心拍数を算出するようになっている。

【選択図】 図 1

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000005016]

1. 変更年月日 1990年 8月31日  
[変更理由] 新規登録  
住 所 東京都目黒区目黒1丁目4番1号  
氏 名 パイオニア株式会社